

# Der Einfluss weicher Kontaktlinsen auf monochromatische Aberrationen des menschlichen Auges

Dissertation  
zur Erlangung des akademischen Grades

doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät  
der Friedrich-Schiller-Universität Jena

von Margrit Neubauer  
geboren am 03.02.1982 in Rudolstadt

12. November 2009

#### Gutachter

1. Prof. Dr. med. habil. Jürgen Strobel, Jena
2. Prof. Dr. med. Marcus Blum, Erfurt
3. Prof. Dr. rer. nat. habil. Eberhard Spörl, Dresden

Tag der öffentlichen Verteidigung: Jena, den 02.11.2010

## **ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS**

CCD	Charge-coupled-device
cm	Zentimeter
Dk-Wert	Sauerstoff-Permeabilität
Dk/L-Wert	Sauerstoff-Transmissibilität
Dpt	Dioptrien
HO	(Aberration) Höherer Ordnung
IOL	Intraokularlinse
KL	Kontaktlinse
LASIK	Laser in situ Keratomileusis
m	Meter
MKL	Mit Kontaktlinse
mm	Millimeter
OKL	Ohne Kontaktlinse
OSA	Optical Society of America
PRK	Photorefraktive Keratektomie
RMS	root mean square
SD	Standard Deviation/ Standardabweichung
SLD	Super Lumineszenz Diode
Vcc	Visus cum correctione
µm	Micrometer

# **INHALTSVERZEICHNIS**

<b>1. EINLEITUNG</b>	<b>1</b>
<b>1.1 Optische Fehler des Auges</b>	<b>3</b>
1.1.1 Die Wellenfront	4
1.1.2 Monochromatische Aberrationen	6
<b>1.2 Notationsweise und Zernike-Polynome</b>	<b>7</b>
<b>1.3 Der RMS-Wert</b>	<b>10</b>
<b>1.4 Aberrometrische Messverfahren</b>	<b>11</b>
1.4.1 Das Shack-Hartmann-Prinzip	11
<b>1.5 Kontaktlinsen</b>	<b>16</b>
1.5.1 Einteilung und Aufbau weicher Kontaktlinsen	16
1.5.2 Kontaktlinsenarten	17
1.5.2.1 Sphärische Hydrogellinse	17
1.5.2.2 Asphärische Hydrogellinsen	17
1.5.2.3 Torische Hydrogellinsen	18
1.5.2.4 Bifokallinsen und Multifokallinsen	18
1.5.2.5 Hydrogellinsen für verlängerte Tragzeiten	19
1.5.2.6 Speziallinsen	19
<b>1.6 Die Hornhaut</b>	<b>20</b>
1.6.1 Die Regeneration des Hornhautepithels	20
<b>2. ZIELE DER ARBEIT</b>	<b>22</b>
<b>3. METHODIK</b>	<b>24</b>
<b>3.1 Patientenkollektiv</b>	<b>24</b>
<b>3.2 Kriterien</b>	<b>25</b>

3.2.1 Einschlusskriterien	25
3.2.2 Ausschlusskriterien	25
<b>3.3 Potenzielle Einflussgrößen</b>	<b>26</b>
<b>3.4 Kontaktlinsenmaterialien und deren Eigenschaften</b>	<b>27</b>
3.4.1 Hydrogele	27
3.4.1.1 Grundarten der Hydrogele	28
3.4.2 Silikonkautschuke	29
<b>3.5 Wellenfrontanalysen am Wasca Analyzer®</b>	<b>31</b>
<b>3.6 Versuchsprotokoll</b>	<b>32</b>
<b>3.7 Messreihe 3: Aberrationen im 5- und 31-Tage-Verlauf</b>	<b>34</b>
<b>3.8 Statistiken</b>	<b>35</b>
<b>4. ERGEBNISSE</b>	<b>36</b>
<b>4.1 Ergebnisse der Messreihe 1 (3 mm Pupillendurchmesser)</b>	<b>38</b>
4.1.1 Datenverteilung der Messreihe 1	41
4.1.2 Die RMS-Werte der Messreihe 1	42
4.1.3 Die Zernike-Koeffizienten HO der Messreihe 1	48
<b>4.2 Ergebnisse der Messreihe 2 (6 mm Pupillendurchmesser)</b>	<b>57</b>
4.2.1 Datenverteilung der Messreihe 2	60
4.2.2 Die RMS-Werte der Messreihe 2	62
4.2.3 Die Zernike-Koeffizienten HO der Messreihe 2	67
<b>4.3 Ergebnisse Messreihe 3: Aberrationen im 5- und 31-Tage-Verlauf</b>	<b>75</b>
<b>5. DISKUSSION</b>	<b>81</b>
<b>5.1 Diskussion der Ergebnisse</b>	<b>81</b>
5.1.1 Vergleich der Messreihen 1 und 2	81

5.1.2	Die Messreihe 3	81
5.1.3	Einordnung in den aktuellen Kontext	82
<b>5.2</b>	<b>Der Einfluss der Aberrationen HO auf das Sehvermögen</b>	<b>85</b>
<b>5.3</b>	<b>Einflussfaktoren der Wellenfrontkorrektion</b>	<b>86</b>
5.3.1	Der Pupillendurchmesser	86
5.3.2	Die Akkommodation	88
5.3.3	Schwankungen und Veränderungen der Aberration	88
5.3.4	Lagebedingter Einfluss der KL: Rotation und Dezentrierung	89
<b>5.4</b>	<b>Korrekturmöglichkeiten</b>	<b>92</b>
5.4.1	Benutzerdefinierte Kontaktlinsen	93
5.4.2	Adaptive Optik	94
5.4.3	Intraokularlinsen	95
5.4.4	Hornhautchirurgie	96
5.4.5	Brillengläser	96
<b>6.</b>	<b>SCHLUSSFOLGERUNGEN</b>	<b>97</b>

## **ZUSAMMENFASSUNG**

**HINTERGRUND:** Es wurde untersucht, welchen Einfluss weiche Kontaktlinsen auf die monochromatischen Aberrationen am myopen Auge ausüben, welche Rolle dabei der Pupillendurchmesser spielt und ob potenzielle Parameter zur Beschreibung der Aberrationen nachweisbar sind. Verwendet wurden patienteneigene, weiche Kontaktlinsen aus dem täglichen Gebrauch.

**METHODEN:** In einer interindividuell vergleichenden, prospektiven Studie wurden bei 22 Probanden die monochromatischen Aberrationen, mit und ohne Kontaktlinsen bei einem 3-mm- und 6-mm-Pupillendurchmesser, verglichen. Es erfolgten Wellenfrontmessungen nach dem Shack-Hartmann-Prinzip von der 1. bis zur 4. Zernike-Ordnung durch Verwendung des Wasca Analyzers® (Carl Zeiss Meditec).

**ERGEBNISSE:** 22 Probanden konnten in der 3-mm-Messreihe und 20 Probanden in der 6-mm-Messreihe bei physiologisch relaxierter Pupille nach Dunkeladaptation untersucht werden. Der Einfluss der weichen Kontaktlinse führt zu einer signifikanten Verringerung der Gesamt-Aberration (Gesamt-RMS) in beiden Messreihen. Im Gegensatz zur 3-mm-Pupille lässt sich bei einem 6-mm-Pupillendurchmesser ein signifikant induzierender Effekt auf die Aberrationen HO (higher order RMS) nachweisen. Insbesondere zeigen Koma ( $Z_3^{-1}$ ) und sphärische Aberration ( $Z_4^0$ ) eine Zunahme mit Kontaktlinse. In der 3-mm-Messreihe war lediglich ein signifikanter Einfluss auf die Aberrationen niederer Ordnung zu verzeichnen.

**SCHLUSSFOLGERUNGEN:** Die klinischen Ergebnisse bestätigen den Einfluss weicher Kontaktlinsen auf die monochromatischen Aberrationen des myopen Auges. Es kann ein aberrationsinduzierender Effekt, insbesondere der Aberrationen höherer Ordnung bei dilatierter Pupille nachgewiesen werden. Es liegt nahe, dass weiche Kontaktlinsen aufgrund dessen zu einer Verschlechterung der Sehqualität hinsichtlich der Kontrastempfindlichkeit unter mesopischen und skotopischen Bedingungen führen. Wie groß das Ausmaß der Verschlechterung ist, kann anhand dieser Ergebnisse nicht verifiziert werden und bedarf weiterer Untersuchungen. Koma und sphärische Aberration stellen probate Parameter zur Beschreibung und Beurteilung der Aberrationen höherer Ordnung dar.

---

## 1. EINLEITUNG

Das Sehen ist einer der höchsten Sinne, die der Mensch besitzt. Das Augenlicht ermöglicht ihm die Welt bunt und facettenreich wahrzunehmen. Umso größer ist das Gefühl der Beeinträchtigung, wenn es zu Störungen der Sehleistung kommt. Nicht ohne Grund gehört deshalb die Kontrolle der Sehschärfe, des sogenannten Visus, zur augenärztlichen Routine. Die Korrektur einer verminderten Sehschärfe erfolgt durch die Bestimmung der Refraktion an manuellen oder computergesteuerten Phoroptern. Die Refraktion bezeichnet den Brechwert der optischen Korrektur, mit der zusammen ein bestimmtes, nicht akkommodiertes Auge ein scharfes Bild eines in unendlicher Ferne befindlichen Objektes erzeugt. Die Parameter Sphäre, Zylinder und dessen Achse spiegeln dabei den Refraktionsfehler wider und geben die Werte an, welche zur Korrektur und Behebung einer Sehschwäche (Myopie, Hyperopie, Astigmatismus) mittels Brille oder Kontaktlinse notwendig sind.

Neben Sphäre und Zylinder existieren aber gewisse zusätzliche Fehler, die als Aberrationen HO bekannt sind. Im klinischen Alltag spielten diese Refraktionsfehler bisher kaum eine Rolle. Die Aberrationen HO sind normalerweise so klein, dass sie kaum einen Einfluss auf die Sehschärfe haben (Thibos et al. 2002). Dennoch zeigen sich interindividuelle Unterschiede, nach denen die Aberrationen HO an Bedeutung zunehmen.

Es fanden sich objektive Methoden, um in der klinischen Praxis mittels sogenannter Wellenfront-Aberrometer solche minimalen Refraktionsfehler zu messen und zu korrigieren. Durch die moderne Augenheilkunde, speziell die Refraktive Chirurgie, änderte sich die Stellung der Aberrationen HO unter den Refraktionsfehlern. Es findet sich eine steigende Zahl von Patienten, deren geringe Sehleistung auf die Aberrationen HO zurückzuführen ist.

Im Rahmen der refraktiven Chirurgie, wie die wellenfrontgeführte LASIK (Laser in situ keratomileusis) und PRK (Photorefraktive Keratektomie), stehen somit klinisch-invasive Methoden zur Behandlung der Aberrationen zur Verfügung (Wigledowska-Promienska 2007, Zhang et al. 2008).



---

Neben diesen invasiven Methoden wird an der Entwicklung von Kontaktlinsen gearbeitet, die speziell zur Korrektur der Aberrationen HO auf das Hornhautoberflächenrelief des einzelnen Patienten angepasst sind (Sabesan et al. 2007, Chen et al. 2007). Aus der aktuellen Literatur und Forschungsarbeit geht hervor, dass weiche als auch formstabile Kontaktlinsen die Aberrationen des menschlichen Auges beeinflussen. Abhängig von der Linsenstärke, der Krümmung und der Oberflächenform sind die von weichen Kontaktlinsen hervorgerufenen Aberrationen HO signifikant (Cox und Holden 1990, Hong et al. 2001, Dietze und Cox 2003, Roberts 2006).

Fan Lu et al. (2003) finden aberrationsinduzierende als auch -reduzierenden Effekte der niederen und höheren Ordnungen durch weiche sowie formstabile Kontaktlinsen. Diese Effekte variieren von Auge zu Auge und sind stark von individuellen Eigenschaften abhängig.

Auch die Untersuchungen von Patel et al. (2002) bestätigen den Einfluss von Kontaktlinsen auf die Wellenfrontaberrationen des menschlichen Auges. Sie zeigen einen Anstieg der Aberrationen HO durch das Tragen multifokaler Kontaktlinsen (+2 Dpt; -2 Dpt) und deklarieren zwei objektive Marker (Koma -  $Z_3^1$ , sphärische Aberration -  $Z_4^0$ ), um den Erfolg oder Misserfolg solcher Linsen zu beschreiben.

---

## 1.1 Optische Fehler des Auges

Eine optimale Beschaffenheit des dioptrischen Systems ist Voraussetzung für das perfekte Sehen des menschlichen Auges. Zum dioptrischen System des Auges gehört von außen beginnend der Tränenfilm, die Schichten der Hornhaut (Kornea), die Vorderkammer mit dem Kammerwasser, die Regenbogenhaut (Iris), die Schichten der Linse (Lens), der Glaskörper (Corpus vitreum) und die Schichten der Netzhaut (Retina). Die Elastizität der Linse, verbunden mit dem Aufhängeapparat, den Zonulafasern und dem darumliegenden Ringmuskel (Ziliarmuskel), ermöglicht eine Veränderung der Brennweite und damit die Einstellung auf Nähe und Ferne – die Akkommodation. Die Ferneinstellung der Linse erfolgt über die Innervation des Sympathikus, die Naheinstellung über Innervation des Parasympathikus (Gilmartin 1986). In Akkommodationsruhelage stellt sich ein individuelles Gleichgewicht zwischen parasymphathischer und sympathischer Innervation des Ziliarmuskels durch das vegetative Nervensystem ein. Treten von außen Lichtstrahlen in das optische System ein, werden sie auf der Retina fokussiert. Die eintretenden Lichtstrahlen werden dabei am Phasenübergang jeder Komponente des dioptrischen Systems gebrochen, wobei jede Komponente eine andere Brechkraft aufweist. Unter der Brechkraft versteht man den Kehrwert der auf Luft bezogenen, in Metern gemessenen Brennweite eines optischen Systems. Sie wird in Dioptrien (Dpt) angegeben (1 Dpt entspricht einer Brennweite von 1 m, d. h. 4 Dpt einer Brennweite von 25 m), man spricht deshalb auch vom dioptrischen System.

Das gesunde Auge hat im Mittel eine Gesamtbrechkraft von etwa 63 Dpt. Die stärkste Brechung (ca.  $\frac{2}{3}$ ) des einfallenden Lichtstrahls tritt am Übergang von der Luft auf den Tränenfilm mit einer Brechkraft von etwa 43 Dpt ein. Entscheidend für die Güte der retinalen Bildqualität ist die Beschaffenheit der einzelnen Komponenten des dioptrischen Systems, insbesondere von Hornhaut und Linse und deren Zusammenspiel. Hier führen Veränderungen zur deutlichen Minderung der Sehqualität.

### 1.1.1 Die Wellenfront

Wie bereits erwähnt, werden die Aberrationen an sog. Aberrometern gemessen. Das Grundprinzip all dieser Geräte liegt in der Erfassung und Auswertung der Wellenfront, die vom Auge emittiert wird. Smirnov (1961) fand heraus, dass die Funktion der Wellenfront den einfachsten Weg zur Beschreibung der Leistung okularer Optik darstellte. Um die Entstehung einer Wellenfront näher zu erklären, zeigt Abbildung 1.1 ein elektrisches Feld, dessen Exzitationszentrum (z. B. eine punktförmige Lichtquelle) sphärische Wellen aussendet. Breiten sich die Wellen in beliebiger Richtung aus, findet ein periodischer Wechsel zwischen Maximum und Minimum statt. Daraus folgt, dass die Materie (Welle) bei einer bestimmten Entfernung vom Oszillationszentrum immer dieselbe Oszillationsphase hat. Die Wellenfront wird dann von miteinander verbunden Punkten der gleichen Phase (z. B. Maxima) gebildet. Die Distanz zwischen zwei aufeinanderfolgenden Maxima beschreibt dabei die Wellenlänge, die für sichtbares Licht in einem Bereich von 400 nm bis 800 nm liegt. In einem dreidimensionalen Raum bilden punktförmige Lichtquellen sphärische Wellenfronten. Diese Wellenfronten des Lichts breiten sich immer senkrecht zu ihren lokalen Tangenten mit Lichtgeschwindigkeit (über 300000 km/s) aus.

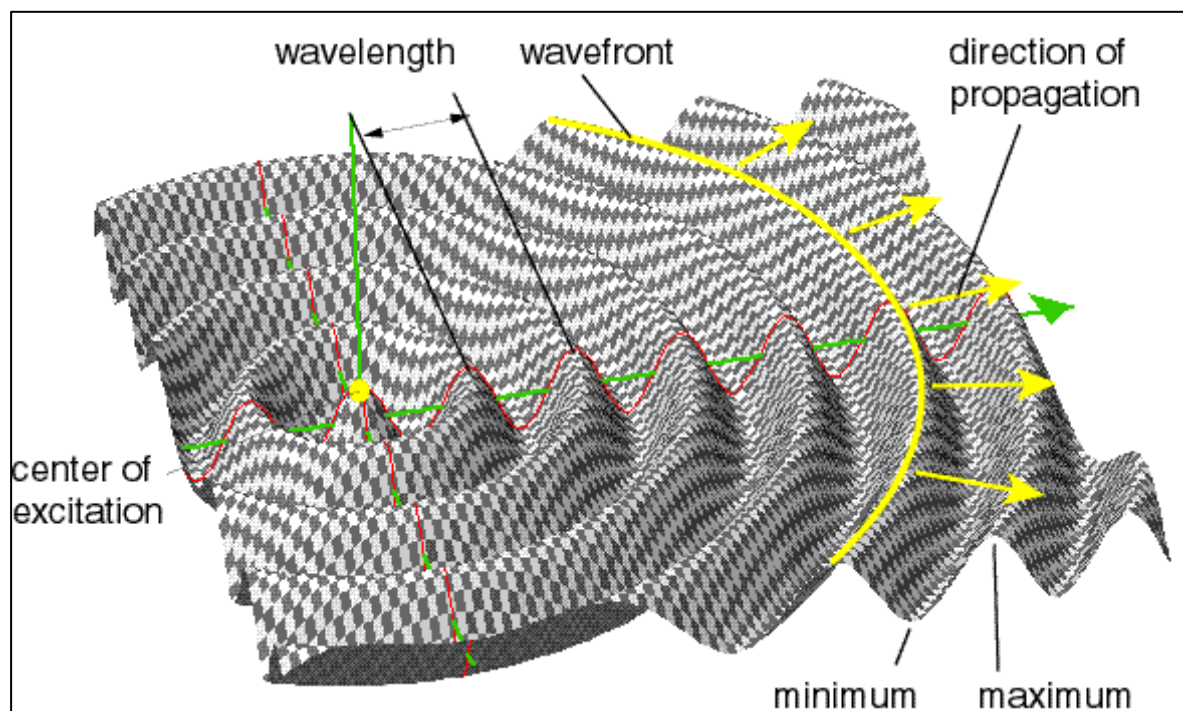
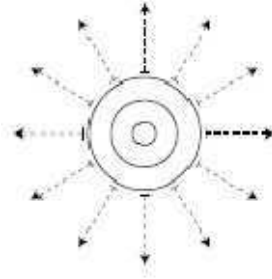


Abbildung 1.1: Darstellung des elektrischen Feldes einer sphärischen Welle

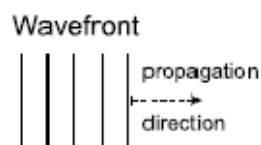
---

Es werden verschiedene Wellenfronten, entsprechend ihrer Ausbreitungseigenschaften unterschieden (Abb. 1.2).

#### Die Kugelwelle



#### Die ebene Welle



#### Die willkürliche Welle



Abbildung 1.2: Arten der Wellenfronten

Abbildung 1.3 illustriert das Verhalten einer sphärischen Wellenfront mit punktförmigem Exzitationszentrum, wenn sie eine perfekte Linse durchläuft. Die Wellenfront wird plan bzw. eben, nachdem sie die Linse verlässt. Jede Unebenheit oder Irritation der Linse führt zu Abweichungen in der planen Wellenfront, sobald sie aus der Linse ausgetreten ist. Ähnlich einer fokussierenden Linse agieren Kornea, Linse und Glaskörper am menschlichen Auge. Tritt nun ein Lichtstrahl aus einer punktförmigen Lichtquelle (z. B. ein Laser) ins Auge ein, wird dieser auf der Retina

fokussiert und anschließend strahlenförmig reflektiert. In einem idealen Auge, ohne Brechungsfehler und in akkommodationsfreiem Zustand, verlaufen die Lichtstrahlen in der Pupillarebene parallel. Es resultiert eine plane Wellenfront. Handelt es sich dagegen um ein optisch nicht perfektes Auge, so ergibt sich eine verzerrte, mit Abweichungen behaftete Wellenfront.

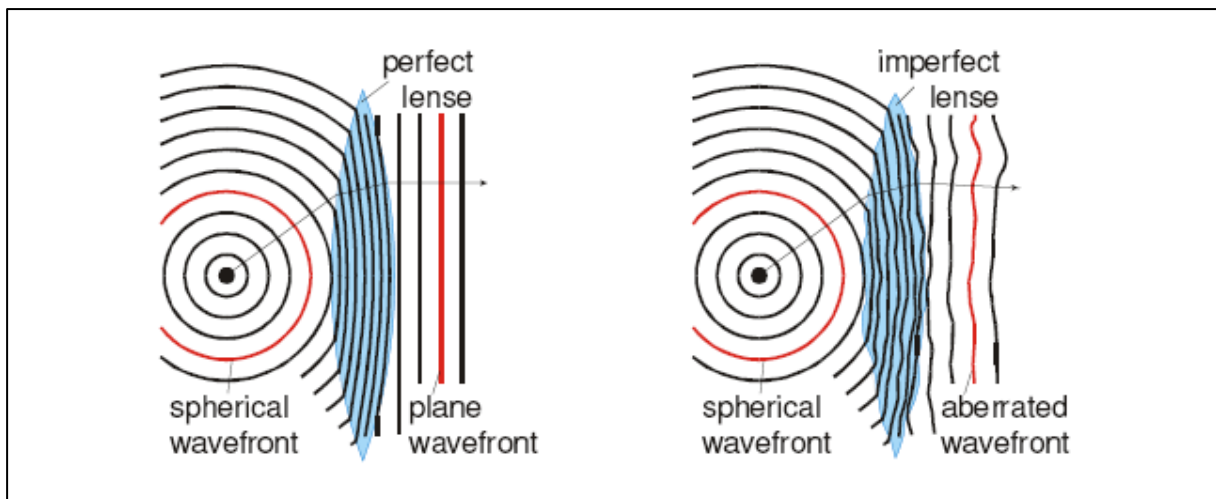


Abbildung 1.3: Darstellung der Wellenfrontaberration; links im Bild: die Darstellung einer „perfekten“ Wellenfront nach Durchtritt durch eine „perfekte“, aberrationsfreie Linse; rechts im Bild: Darstellung einer mit Abweichungen behafteten Wellenfront nach Durchtritt durch eine „nicht-perfekte“ Linse.

Abweichungen in der Form einer Wellenfront von einer geometrisch perfekten Referenzform werden als Wellenfrontaberrationen bezeichnet.

### 1.1.2 Monochromatische Aberrationen

Bei den eben beschriebenen Wellenfrontaberrationen handelt es sich im Speziellen um sphärische, monochromatische Aberrationen. Diese Abbildungsfehler optischer Systeme werden zum einen unterteilt in Aberrationen, die das Bild eines Objektes verschlechtern, sodass es unscharf oder verwaschen erscheint (A-stigmatische Abbildung). Zu diesen Aberrationen gehören der Astigmatismus, die Koma und die sphärische Aberration. Dem gegenüber gibt es Aberrationen, die das Bild verformen, wie zum Beispiel die Verzeichnung und die Bildvorwölbung.

---

Neben den monochromatischen existieren chromatische Aberrationen. Hierbei handelt es sich um Farblängs- und Querfehler, die aus der Abhängigkeit der Brechkräfte von der Wellenlänge des Lichts resultieren. Chromatischen Aberrationen werden in dieser Arbeit nicht näher betrachtet.

## **1.2 Notationsweise und Zernike-Polynome**

Zur mathematischen Beschreibung und Auswertung der Wellenfront und der damit verbundenen optischen Aberrationen empfiehlt die Optical Society of America (OSA) die sogenannten Zernike-Polynome. Mithilfe dieser Polynome und der dazugehörigen Koeffizienten ist es möglich, die Wellenfront einer Reihe spezifischer Aberrationen (auch Zernike-Modus genannt) zu zuteilen, wobei jeder Zernike-Modus für eine bestimmte Art von Aberration steht.

Jede einzelne Aberration besitzt eine eigene Form und mathematische Definition. Die Sphäre gleicht einer Kugel, der Astigmatismus zeigt eine Sattelform und das Koma ähnelt einem Kleeblatt. Die einzelnen Zernike-Polynome (Abb. 1.4) werden in Ordnungen eingeteilt. Die Zernike-Koeffizienten der 1. Ordnung werden als Verkipfung („tip“ und „tilt“) bezeichnet und entsprechen einem Versatz der optischen Achse. Die Aberrationen zweiter Ordnung (Defocus, astigmatism 1 und 2) beinhalten die Sphäre (Myopie oder Hyperopie) und den Astigmatismus. Erste und zweite Ordnung werden den Aberrationen niederer Ordnung zugeteilt. Die Aberrationen ab der dritten Ordnung entsprechen den sog. Aberrationen HO zu denen unter anderem die Koma (coma), der Dreiblattfehler (trefoil), die sphärische Aberration (spherical aberration), der Astigmatismus HO, der Vierblattfehler (Quatrofoil) usw. gehören. Sie werden in dieser Arbeit hauptsächlich betrachtet.

Besondere Aufmerksamkeit obliegen Koma und sphärischer Aberration (Patel et al. 2002).

Die Koma ( $Z_3^1, Z_3^{-1}$ ) ist ein asymmetrischer Öffnungsfehler, bei dem sich anstelle des kreisförmigen Bildscheibchens störende Zerstreuungsfiguren zeigen. Im einfachsten Fall ergibt sich eine tropfen- oder kometenartige Zerstreuungsfigur mit ungleichmäßiger Lichtverteilung.

Die sphärische Aberration ( $Z_4^0$ ) entspricht dem Öffnungsfehler. Sie ist achsensymmetrisch und wird durch jede sphärisch gekrümmte Oberfläche hervorgerufen. Durch eine kleine Blende (Miosis) lässt sich diese Aberration im optischen System reduzieren. Mit zunehmender Blende (Mydriasis) nimmt auch der Bildfehler durch die sphärische Aberration zu. Sie entsteht durch unterschiedlich starke Lichtbrechung in Abhängigkeit vom Abstand zur optischen Achse. Entsprechend werden Lichtstrahlen im peripheren Bereich einer Linse stärker gebrochen als Strahlen, welche durch das Zentrum der Linse treten. Die Koma und auch die sphärische Aberration werden sehr stark durch die Stellung der Blende (Pupille) beeinflusst.

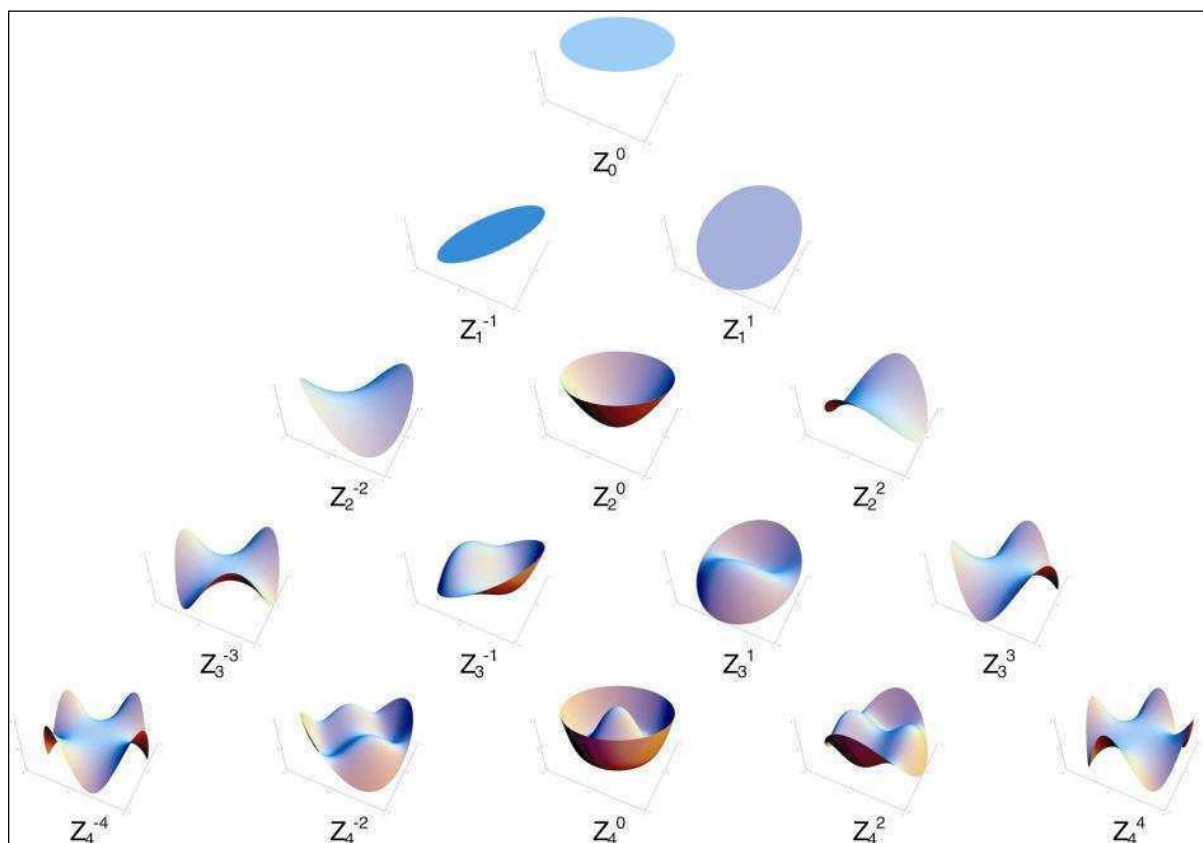


Abbildung 1.4: Darstellung der Basis-Zernike-Polynome der 1. bis 4. Ordnung als Pyramidenform

Die Zernike-Polynome werden nach Empfehlung der OSA mithilfe des „Double-Index“-Schemas  $Z_n^m$  angegeben (Thibos et al. 2000, Thibos 2001). Dabei bezeichnet „n“ (rechts und tief gestellt) den Grad der Zernike-Ordnung und „m“ (rechts und

hochgestellt) ist gleich der Summe der Sinusschwingungen eines Meridians über  $360^\circ$  ( $2\pi$ ). Der Wert für „m“ kann positiv oder negativ sein. Relativ zur Horizontalen implizieren positive Werte eine cosinusförmige und negative Werte eine sinusförmige Schwingung. Die Einheit der Zernike-Koeffizienten ist „ $\mu\text{m}$ “.

Die folgende Tabelle (Tab. 1.1) fasst die mathematische Beschreibung der Zernike-Polynome zusammen. Es werden darin die Identifikation des Terms, die Ordnung, die Darstellung des Wasca® Displays, die polare und kartesische Form der Zernike-Polynome sowie die Beschreibung des Aberrationstyps dargestellt. Der Zernike-Term wird in der Notationsweise der Ophthalmologischen Gesellschaft in der Form  $Z_n^{-v}$  angegeben, wobei  $v = 2m - n$  ist. Um nun die komplexe Wellenfront eines Auges mathematisch zu beschreiben, werden die verschiedenen Basisfunktionen kombiniert.

Tabelle 1.1: Notation und Beschreibung der Zernike-Polynome bis zur 4. Ordnung

Term $Z_n^{-v}$	Order $n$	WASCA display	Polar form	Cartesian form	Description
$Z_0^0$	0	NA	1	1	piston term
$Z_1^{-1}$	1	NA	$\rho \sin \Theta$	x	tilt about y axis
$Z_1^1$	1	NA	$\rho \cos \Theta$	y	tilt about x axis
$Z_2^{-2}$	2		$\rho^2 \sin 2\Theta$	2xy	astigmatism with axis at $\pm \frac{\pi}{4}$
$Z_2^0$	2		$2\rho^2 - 1$	$-1 + 2x^2 + 2y^2$	focus shift
$Z_2^2$	2		$\rho^2 \cos 2\Theta$	$-x^2 + y^2$	astigmatism with axis at 0 or $\pi$
$Z_3^{-3}$	3	Z(3,-3)	$\rho^3 \sin 3\Theta$	$-x^3 + 3xy^2$	triangular astigmatism with base on x axis
$Z_3^{-1}$	3	Z(3,-1)	$(3\rho^3 - 2\rho) \sin \Theta$	$-2x + 3x^3 + 3xy^2$	third order coma along x axis
$Z_3^1$	3	Z(3,1)	$(3\rho^3 - 2\rho) \cos \Theta$	$-2y + 3x^2y + 3y^3$	third order coma along x axis
$Z_3^3$	3	Z(3,3)	$\rho^3 \cos 3\Theta$	$-3x^2y + y^3$	triangular astigmatism with base on y axis
$Z_4^{-4}$	4	Z(4,-4)	$\rho^4 \sin 4\Theta$	$-4x^3y + 4xy^3$	
$Z_4^{-2}$	4	Z(4,-2)	$(4\rho^4 - 3\rho^2) \sin 2\Theta$	$6xy + 8x^3y + 8xy^3$	
$Z_4^0$	4	Z(4,0)	$6\rho^4 - 6\rho^2 + 1$	$1 - 6x^2 - 6y^2 + 6x^4 + 12x^2y^2 + 6y^4$	third order spherical aberration
$Z_4^2$	4	Z(4,2)	$(4\rho^4 - 3\rho^2) \cos 2\Theta$	$3x^2 - 3y^2 - 4x^4 + 4y^4$	
$Z_4^4$	4	Z(4,4)	$\rho^4 \cos 4\Theta$	$x^4 - 6x^2y^2 + y^4$	



---

### 1.3 Der RMS-Wert

Um die Aberrationen des gesamten Auges mathematisch zu beschreiben, wird der RMS (root mean square) benutzt. Ihn kann man aus einer beliebigen Anzahl von Koeffizienten berechnen. Er entspricht der Quadratwurzel der Varianz der Wellenfront, die sich wie folgt errechnet:

$$\sigma^2 = \sum_{p=1}^n \sum_{q=1}^n \frac{\left(c_p^q\right)^2 \cdot \left(2 - \operatorname{sgn}\left(\binom{n}{2} - m\right)\right)}{2(n+1)}$$

Der RMS-Wert ist vom Betrag immer positiv.

Für die Zernike-Koeffizienten der ersten vier Ordnungen ergibt sich daraus:

$$\begin{aligned} RMS^2 = & \frac{1}{4} \left( \left(z_1^{-1}\right)^2 + \left(z_1^1\right)^2 \right) + \frac{1}{6} \left( \left(z_2^{-2}\right)^2 + \left(z_2^0\right)^2 + \left(z_2^2\right)^2 \right) \\ & + \frac{1}{8} \left( \left(z_3^{-3}\right)^2 + \left(z_3^{-1}\right)^2 + \left(z_3^1\right)^2 + \left(z_3^3\right)^2 \right) \\ & + \frac{1}{10} \left( \left(z_4^{-4}\right)^2 + \left(z_4^{-2}\right)^2 + 2\left(z_4^0\right)^2 + \left(z_4^2\right)^2 + \left(z_4^4\right)^2 \right) \end{aligned}$$

Unter dem *Gesamt-RMS* versteht man die Gesamtheit der Aberrationen eines Auges, zusammengesetzt aus den Aberrationen niederer und höherer Ordnung. Sollen dagegen nur die Aberrationen HO betrachtet werden, wird der *RMS HO* berechnet (in diesem Fall 3. und 4. Ordnung).

Der RMS-Wert variiert ebenfalls mit der Pupillengröße, da er einem Mittelwert der Zernike-Ordnungen entspricht. So sind *Gesamt-* als auch *RMS HO* bei kleinem Pupillendurchmesser eher gering ausgeprägt, dagegen unter Einfluss der Pupillenperipherie von größerem Ausmaß (Liang et al. 1997).

---

## 1.4 Aberrometrische Messverfahren

### 1.4.1 Das Shack-Hartmann-Prinzip

Die Grundsteine für dieses aberrometrische Messverfahren legte der Jesuitenpater und Astronom Christoph Scheiner bereits im 17. Jahrhundert.

In seiner 1619 verfassten Abhandlung „Oculus hoc est: fundamentum opticum“ beschreibt er ein einfaches Hilfsmittel zur Untersuchung der optischen Abbildungsqualität des Auges: eine undurchsichtige Scheibe mit zwei kleinen Löchern - eines zentral, das andere peripher gelegen (Scheinersche Scheibe, Abb. 1.5).

Scheiner entdeckte, dass ein durch diese Scheibe beobachteter Lichtpunkt, wie etwa ein Stern, bei einem optisch nicht perfekten Auge zwei Punkte auf der Netzhaut abbildet. Der Untersuchte nimmt subjektiv auch zwei Lichtpunkte wahr.

Bei myopen oder hyperopen Augen können diese zwei Lichtpunkte leicht übereinandergelegt werden, indem man Linsen geeigneter Brechkraft vor das Auge bringt (Applegate 2001).

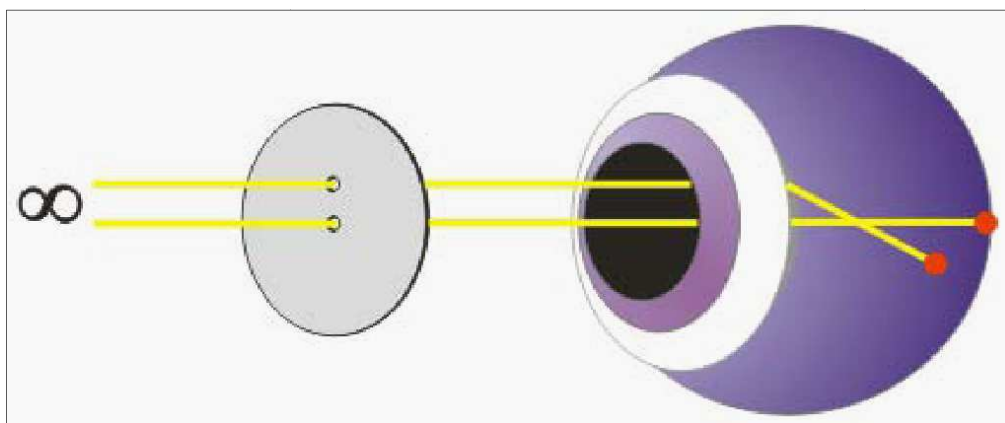


Abbildung 1.5: Scheinersche Scheibe

---

Dennoch sind einfache Linsen nicht in jedem Fall geeignet, um die zwei Lichtpunkte zu vereinen. So musste eine genauere Methode zur Quantifizierung optischer Aberrationen gefunden werden.

Smirnov war der erste der Scheiners Methode ausbaute (Smirnov 1961).

Er konstruierte einen Apparat mit zwei Lichtquellen: eine feststehende für den zentralen Referenzstrahl und eine bewegliche Lichtquelle für das äußere Loch.

Die bewegliche Lichtquelle wurde dabei solange in horizontaler und vertikaler Richtung justiert, bis sich die Lichtstrahlen der beiden Löcher auf der Retina kreuzten und der Proband einen Lichtpunkt wahrnahm. Durch die während der Justierung entstandenen Abstände  $\Delta x$  und  $\Delta y$  zwischen dem Ausgangs- und Endpunkt der beweglichen Lichtquelle, konnten die Aberrationen in jedem Punkt der Pupille ermittelt werden (Abb. 1.6).

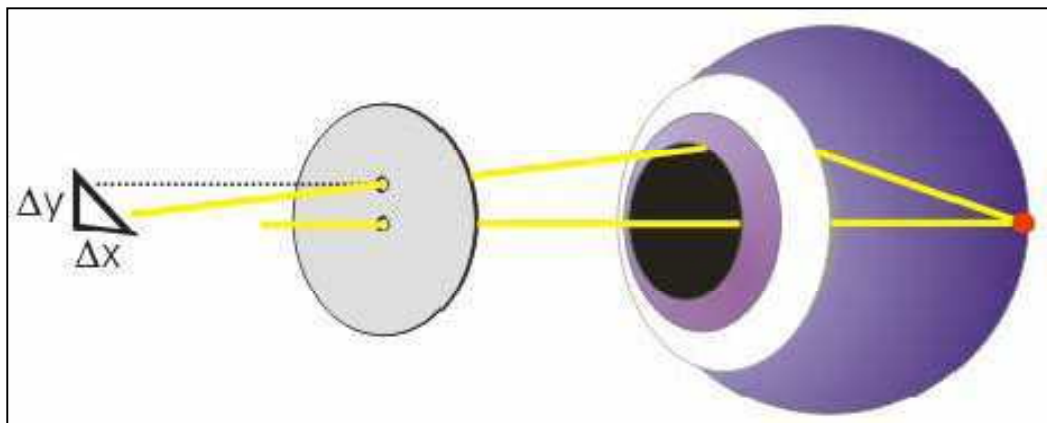


Abbildung 1.6: Scheiner-Smirnov-Aberrometer

Dr. J. Hartmann (Hartmann 1900) modifizierte Scheiners Scheibe so, dass nicht nur zwei, sondern mehrere Löcher eingebracht worden. Es entstand der sogenannte Hartmann-Screen. Durch die einzelnen Löcher wird das reflektierte Strahlenbündel der Retina in viele dünne Lichtstrahlen zerlegt. Auf einem Leuchtschirm kann dann ein entsprechendes Punktmuster betrachtet werden. Die Aberrationen können

---

anhand der Abweichungen eines jeden, dünnen Lichtstrahls von seiner idealen, aberrationsfreien Position objektiv quantifiziert werden (Abb. 1.7).

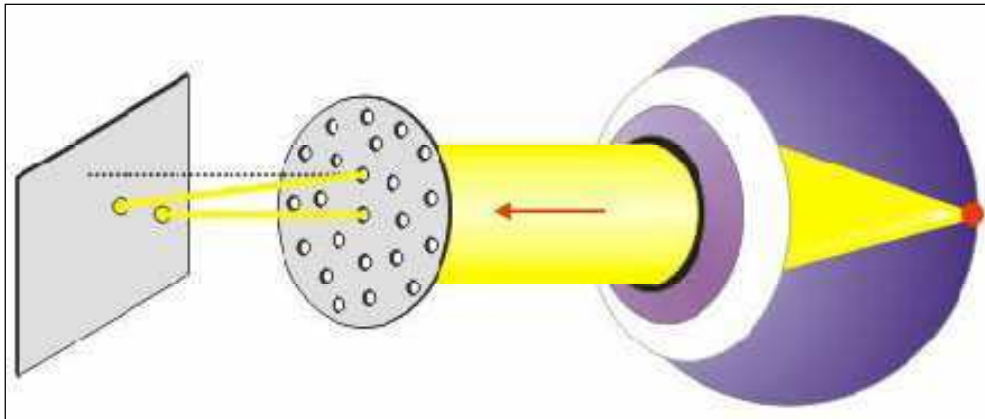


Abbildung 1.7: Hartmann-Screen

In den 1980er Jahren verbesserte Prof. Roland Shack die Hartmann-Technik und entwickelte den uns heute bekannten Shack-Hartmann-Wellenfront-Sensor.

Dieser besteht aus einem Raster von Mikrolinsen vor einer hochempfindlichen Videokamera, auch CCD-Kamera genannt (charge-coupled-device).

Ausgangspunkt ist ein Lichtpunkt, der beim beleuchteten Auge auf die Netzhaut projiziert wird, z. B. mit einer ebenen Welle, oder dementsprechend einem idealen parallelen Lichtbündel. Dieser Lichtpunkt wirkt als eine Lichtquelle, deren Licht aus dem Auge tritt (umgekehrtes ophthalmologisches Prinzip, Abb. 1.8). Dabei wird die austretende Wellenfront im Inneren des Auges verzerrt. Das Ergebnis ist eine Wellenfront, die keine ideal ebene Welle ist, sondern Aberrationen aufweist. Solche Aberrationen sind individuell spezifisch und enthalten alle Informationen über die jeweiligen Abnormalitäten des Auges.

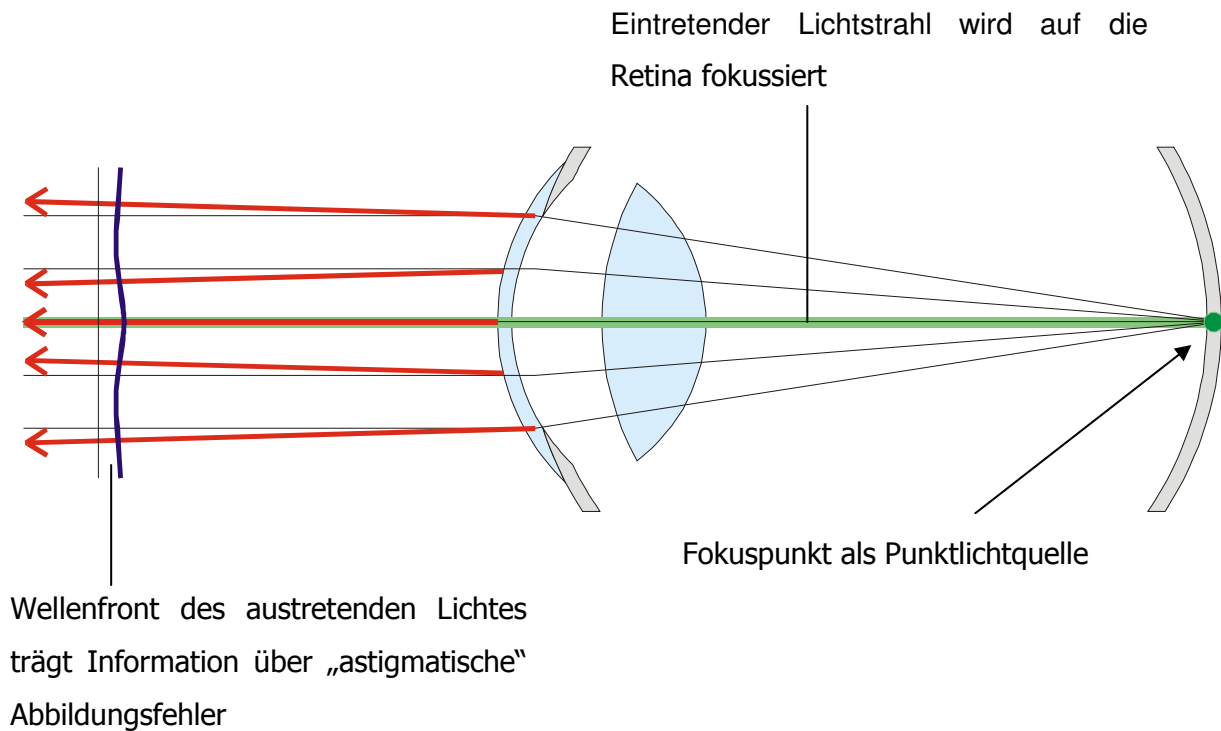


Abbildung 1.8: Darstellung des umgekehrten ophthalmologischen Prinzips

Die aberrationsbehaftete Wellenfront wird durch das Mikrolinsen – Raster auf einem Detektor abgebildet. Es wird ein Muster aus Lichtflecken erzeugt, das durch einen Computer ausgewertet wird. Ein perfektes Auge würde eine ebene Welle und damit ein perfekt regelmäßiges Punktmuster von Lichtflecken an dieser Stelle erzeugen. Im Gegensatz zur aberrationsbehafteten Wellenfront, die zu einem verzerrten Punktmuster führt. Durch die Analyse der Verzerrungen in diesem Punktmuster lässt sich die Wellenfront bzw. die Refraktion an jedem Punkt über der Pupille bestimmen (Abb. 1.9).

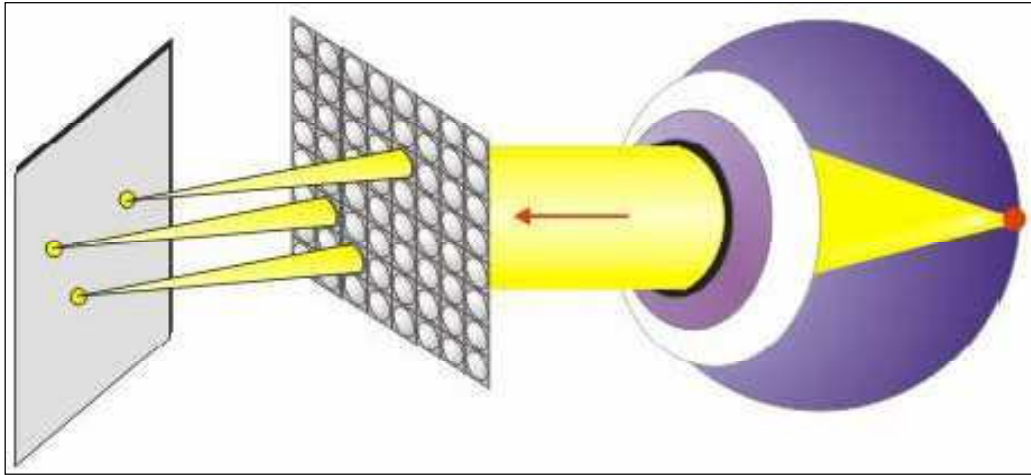


Abbildung 1.9: Shack-Hartmann-Aberrometer und Sensor

Das in dieser Arbeit verwendete Aberrometer der Firma Carl Zeiss Meditec aus Jena ist der Wasca Analyzer®. Er arbeitet nach dem Shack-Hartmann-Prinzip.

Die neuesten Entwicklungen des Shack-Hartmann Wellenfrontsensors erlauben schnelle, genaue und objektive Messungen der Wellenfrontaberrationen und ermöglichen große Populationsstudien (Liang und Williams 1997, Porter et al. 2001, Thibos et al. 2002b).

Neben dem Shack-Hartmann Prinzip gibt es weitere aberrometrische Messverfahren. Dazu gehören die Laser-Ray-Tracing-Technik (Navarro und Losada 1997, Navarro et al. 1998, Navarro et al. 1999) und das Tscherning-Prinzip (Tscherning 1894), die an dieser Stelle nur erwähnt werden sollen.

---

## 1.5 Kontaktlinsen

Um den Einfluss von weichen Kontaktlinsen auf die Aberrationen des Auges besser zu verstehen, ist es wichtig, sich mit den Eigenschaften und dem Aufbau der Kontaktlinsen, sowie dem physiologischen Zusammenspiel von Auge und Kontaktlinse auseinanderzusetzen.

### 1.5.1 Einteilung und Aufbau weicher Kontaktlinsen

Es werden weiche hydrophile Linsen, sog. Hydrogellinsen und weiche hydrophobe Kontaktlinsen, sog. Silikonkautschuklinsen unterschieden. Die Hydrogellinsen sind in der täglichen Anwendung von größerer Bedeutung. Ihr Aufbau gliedert sie in eine optische Zone, die sphärisch, asphärisch oder torisch sein kann und die optische Korrektionswirkung übernimmt, sowie in einen peripheren Bereich. Dieser ist erforderlich, um die Mittendicke und/oder die Randdicke der relativ großen Hydrogellinsen in verträglichen Grenzen halten zu können. Wichtigstes geometrisches Unterscheidungsmerkmal ist die Linsengröße, gemessen am Gesamtdurchmesser. Alle heutigen Hydrogellinsen sind größer als die Hornhaut (Gesamtdurchmesser von 11,50 mm bis 16,00 mm). Die Auflage der Linsen erfolgt aufgrund ihrer Weichheit und Flexibilität durch ein relativ gleichmäßiges Anschmiegen an Hornhaut und Lederhaut. Die Linsen liegen der Hornhaut nicht direkt auf, sondern schwimmen auf einem feinen Tränenfilm. Dieser sog. Post Lens Tear Film (PLTF) ist das Verbindungselement zwischen Korneaepithel und Kontaktlinse. Ein Tränensee in Form einer optisch wirksamen Tränenlinse kann sich im Gegensatz zu harten Korneallinsen nicht ausbilden. Hydrogellinsen werden zahlenmäßig im Wesentlichen durch die Parameter gekennzeichnet, die auch zur Charakterisierung von harten Korneallinsen benötigt werden. Dazu gehören neben dem Gesamtdurchmesser, die Radien der optischen Zone, der Linsenrückfläche, der Scheitelbrechwert, der Durchmesser der optischen Zone, die Form der peripheren Zone, die Mittendicke und Randdicke, sowie die Form des Randprofils (Baron 1991). Zu den für die Anpassung wichtigen Parametern gehören zusätzlich der Wassergehalt des Linsenmaterials und die Sauerstofftransmissibilität (Dk/L-Wert).

---

## 1.5.2 Kontaktlinsenarten

### 1.5.2.1 Sphärische Hydrogellinsen

Sie besitzen optische Zonen, die von sphärischen (kugelförmigen) Flächen begrenzt sind. Die peripheren Zonen auf Vorder- und Rückfläche können sphärisch oder asphärisch sein. Es werden kleine Hydrogellinsen („Minilinsen“) mit einem Durchmesser von 11,50 mm bis 13,50 mm von großen Hydrogellinsen unterschieden (Durchmesser 14,00 mm bis 16,00 mm). Die Rückfläche der Minilinsen ist häufig einkurvig d. h., die mit der Hornhaut in Berührung stehende konkave Rückfläche weist nur eine sphärische optische Zone mit einem bestimmten Radius auf. Die gesamte Rückfläche ist gleichzeitig optische Zone, wenn von einem schmalen Randbereich abgesehen wird, in dem die Rückfläche in die Vorderfläche übergeht. Die Vorderfläche ist konvex und ebenfalls sphärisch.

Große Hydrogellinsen weisen dagegen häufig eine zweikurvige Rückfläche auf. Die periphere Zone hat eine Breite von 1,00 mm bis 2,00 mm. Der Radius der ersten peripheren Zone ist etwa 1 mm größer als der Radius der optischen Zone (Baron 1991).

### 1.5.2.2 Asphärische Hydrogellinsen

Unter asphärischen Hydrogellinsen versteht man Kontaktlinsen mit mindestens einer asphärischen Fläche auf der Vorderfläche oder der Rückfläche im Bereich der optischen Zone. Die Rückfläche kann ein Profil zeigen, das entweder einem Kegelschnitt (meist einer Ellipse), einer asphärischen Kurve höheren Grades oder einer kleinen zentral sphärischen Zone mit Übergang in einen asphärischen peripheren Bereich entspricht. In vielen Fällen weisen asphärische Kontaktlinsen einen besseren Gleichlauf mit der Hornhautvorderfläche auf und so eine gleichmäßigere Auflage und Druckverteilung auf der Hornhaut.

Die Tränenzirkulation unter den Linsen wird weniger behindert, wodurch ein verträglicherer Sitz ermöglicht werden kann. Einen zusätzlichen Vorteil bietet die stufenlose asphärische Rückfläche, die keine weiteren Reizungen der Hornhaut,



---

aufgrund von spürbaren Übergängen zwischen benachbarten Linsenzonen, hervorrufen kann (Baron 1991).

#### 1.5.2.3 Torische Hydrogellinsen

Diese Linsenart dient der Korrektur einer Hornhautverkrümmung, dem Astigmatismus. Sphärischen Hydrogellinsen ist eine Korrektur, aufgrund ihrer Durchbiegung auf dem Auge, nicht so automatisch möglich, wie es bei sphärischen harten Kontaktlinsen in Verbindung mit einer Tränenlinse der Fall ist.

Es kommen Hydrogellinsen mit einer torischen Vorderfläche (VT-Linsen) oder mit einer torischen Rückfläche (RT-Linsen) vor. Bitorische Linsen sind im Allgemeinen nicht erforderlich. Wie bei harten torischen Linsen ist auch bei torischen Hydrogellinsen die Stabilisierung der Zylinderachse auf dem Auge wichtig.

Häufige Verwendung finden vordertorische Linsen mit zwei abgeflachten peripheren Bereichen und vordertorische Hydrogellinsen mit sphärischer oder asphärischer Rückfläche (Baron 1991).

#### 1.5.2.4 Bifokallinsen und Multifokallinsen

Bifokal- und Multifokallinsen dienen zur Korrektur alterssichtiger (presbyopischer) Augen und – in selteneren Fällen – linsenloser (aphakischer) Augen. Sie weisen mehrere Bereiche mit unterschiedlichen Scheitelbrechwerten auf. Liegen nur zwei Scheitelbrechwerte vor, einer für die Fern- und einer für die Nahkorrektur, dann werden die Linsen als Zweistärken- oder Bifokallinsen bezeichnet. Sind mehr als zwei Scheitelbrechwerte vorhanden, spricht man von Mehrstärken- oder Multifokallinsen. Die Bifokallinsen gliedern sich weiterhin in konzentrische und segmentförmige Linsen, je nach Anordnung von Nah- und Fernzone (Baron 1991).

---

#### 1.5.2.5 Hydrogellinsen für verlängerte Tragzeiten

Diese sog. VT-Linsen können während einer längeren Zeitperiode, die mehrere Tage oder Wochen umfassen kann, ohne Unterbrechung, auch während des Schlafes, auf den Augen verbleiben. Die Linsen müssen eine hohe Sauerstoffdurchlässigkeit besitzen, die entweder durch einen sehr hohen Wassergehalt oder durch Herstellung extrem dünner Linsen mit geringem Wassergehalt gewährleistet werden kann. Eine zweite Gruppe umfasst die Einweglinsen aus Hydrogelen, die mit einer Tragzeit von ein bis zwei Wochen ohne Pflegemaßnahmen eingesetzt werden (Baron 1991).

#### 1.5.2.6 Speziallinsen

Zu den Speziallinsen zählen farbige, kosmetische und UV-absorbierende Hydrogellinsen, die an dieser Stelle aus Gründen der Vollständigkeit genannt werden sollen.

---

## 1.6 Die Hornhaut

Die Hornhaut, als vorderster Teil des „Abbildenden Systems des Auges“, ist mit einem Anteil am Gesamtbrechwert von ca. 70% die wichtigste Komponente im Zusammenspiel von Auge und Kontaktlinse.

Wie bereits erwähnt, liegt die Kontaktlinse der Hornhaut (Abb. 1.10) nicht direkt auf, sondern schwimmt auf dem sog. Post lens tear film. Dieser setzt sich ebenfalls aus 3 Schichten zusammen: einer oberflächlichen Ölschicht (Lipid layer), einer wässrigen Schicht gefolgt von einer Mukossschicht, die dem hydrophoben Korneaepithel direkt aufliegt. Die Mukossschicht, die von konjunktivalen Goblet-Zellen gebildet wird, ist für die Benetzung des Korneaepithels verantwortlich. Die von den Meibomdrüsen produzierte Lipidschicht verhindert das Ausdunsten der wässrigen Phase. Diese gewährleistet, dass Proteine und allgemeine „Abfälle“ während der verlängerten Periode des Lidschlusses beim Schlaf nicht auf der Korneaoberfläche haften und damit die Lider mit der Augapfeloberfläche verkleben. Zusammen sorgen die drei Schichten für die Stabilität des Tränenfilms durch Verminderung der Oberflächenspannung und ermöglichen damit gleichzeitig die Ausbreitung des Tränenfilms beim Lidschluss. Letztendlich besteht die Funktion des Tränenfilms darin, für eine optimale Schmierung zu sorgen, sowie Irregularitäten der Hornhautoberfläche durch den Lidschluss auszugleichen. Zusätzlich besitzt er eine antibakterielle Schutzfunktion (Seiler 2000).

### 1.6.1 Die Regeneration des Hornhautepithels

Kontaktlinsen beeinflussen diesen Tränenfilm. Führt das Tragen von Kontaktlinsen zum Aufreißen des Tränenfilms, besteht ein direkter Kontakt zum oberflächlichen Epithel der Hornhaut, sodass Zellabschilferungen und kleine Verletzungen entstehen können.

Die besondere Bedeutung des Epithels liegt hier in seiner guten Regenerationsfähigkeit. Kleinere oberflächliche Abschürfungen, die nur wenige Epithelzellen erfassen, sind meistens schon nach 15 Minuten bis 30 Minuten nicht mehr zu erkennen. Stärkere Abschürfungen sind in der Regel nach spätestens 24

---

Stunden verheilt, ohne Narben oder sonstige Schäden in der Hornhaut zurückzulassen. Hierzu zählen beispielsweise Schäden im Rahmen einer unsachgemäßen Handhabung oder durch schlechte Anpassung der Kontaktlinse.

Wird das Epithel von der darunterliegenden Basalmembran entfernt, hat sich bereits nach 24 Stunden durch Teilung von Bindehautzellen eine neue Zelllage gebildet. Nach einigen Wochen hat das Epithel seine ursprüngliche Dicke von fünf bis sechs Zelllagen zurückgewonnen (Baron 1991). Verletzungen des Stromas hinterlassen häufig undurchsichtige Narben.

Seiler spricht von einer Regenerationszeit, die in der Regel 5 bis 7 Tage beträgt. Die Wundheilung im Rahmen einer zentralen Abrasio corneae erfolgt gewöhnlich rasch und ohne Komplikationen. Bereits nach 4 Stunden kommt es zur aktiven Zellmigration durch benachbarte Epithelzellen. Eine echte Zellteilung schließt sich an und führt zu einer Verdickung der epithelialen Zellschichten. Bei größeren Wundflächen, z. B. nach Keratektomie, ist die Regenerationszeit wesentlich länger anzusetzen, da eine Ausbildung neuer Adhäsionskomplexe zwischen Korneaepithel und Basalmembran bzw. Bowmanmembran notwendig ist (Seiler 2000).

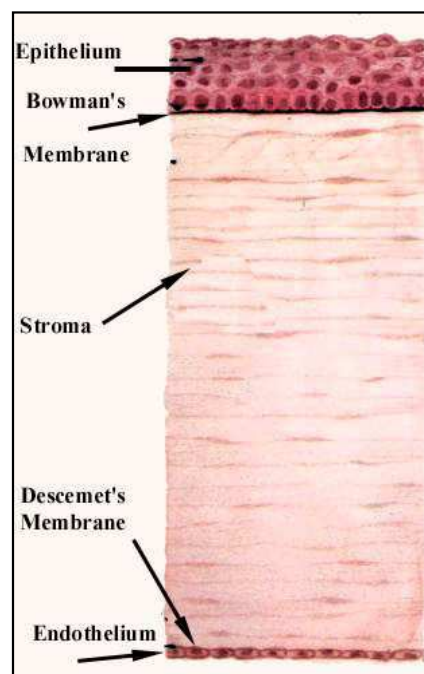


Abbildung 1.10: Mikroskopischer Aufbau der Hornhaut des Auges

---

## **2. ZIELE DER ARBEIT**

Der Schwerpunkt dieser Arbeit liegt in der Erforschung des Zusammenhangs von weichen Kontaktlinsen und den monochromatischen Aberrationen, insbesondere der Aberrationen HO des menschlichen Auges.

Eine Vielzahl von Patienten mit Sehschwäche bevorzugen heute weiche Kontaktlinsen zur Korrektur der Fehlsichtigkeit, aufgrund der überwiegenden Vorteile im Tragekomfort und Gebrauch. Kontaktlinsen führen kaum zu Verkleinerungen oder Vergrößerungen des Bildes oder Verzerrungen am Rand im Gegensatz zu Brillengläsern. Sie schwimmen auf einem feinen Tränenfilm auf der Hornhaut und bieten so eine bessere Sehschärfe, besonders bei komplizierten Brechungsverhältnissen. Ideal sind Kontaktlinsen auch für Personen mit unterschiedlicher Brechkraft. Kontaktlinsen verändern die äußere Erscheinung der Patienten nicht. Des Weiteren bleiben Probleme wie Beschlagen und Verstauben aus.

Kontaktlinsen werden in Zukunft immer häufiger zur Alternative der Brille und so wächst auch ihre Bedeutung unter augenärztlichen Aspekten. Unverträglichkeiten, Entzündungsreaktionen oder langfristige Schäden durch unsachgemäßen Gebrauch können Folgen sein. Ebenso kann es bei einer Zahl von Patienten aufgrund der vorhandenen Aberrationen HO zu einer Abnahme der Sehschärfe durch weiche Kontaktlinsen kommen (Dietze und Cox, 2003).

Ziel dieser Arbeit ist es einen signifikanten Unterschied der Aberrationen HO durch den Einsatz weicher Kontaktlinsen nachzuweisen. Wir konzentrieren uns hierbei auf probandeneigene Kontaktlinsen verschiedener Hersteller, um die Alltagsbedingungen so realistisch wie möglich zu interpretieren.

Ein weiteres Ziel ist die Abhängigkeit der Kontaktlinsen-induzierten Aberrationen vom Pupillendurchmesser nachzuweisen.

---

Diese Studie soll dazu beitragen, Aussagen über potenzielle Parameter der Aberrationen HO und den möglichen Umfang der Sehleistungsminderung am myopen Auge durch weiche Kontaktlinsen zu treffen.

Daraus leitet sich folgende Arbeitshypothese ab:

Weiche Kontaktlinsen führen in Abhängigkeit vom Pupillendurchmesser zu einem signifikanten Anstieg der monochromatischen Aberrationen HO im menschlichen Auge und gehen so mit einer Verschlechterung des Visus einher.

---

### **3. METHODIK**

#### **3.1 Patientenkollektiv**

In der Zeit vom 16.10.03 bis zum 06.09.04 wurden 25 Kontaktlinsenträger und -trägerinnen in der Universitätsaugenklinik Jena einer prospektiven Versuchsplanung unterzogen. Drei Patienten wurden von der Studie ausgeschlossen, da sie den Mindestpupillendurchmesser von 6 mm unter Dunkeladaptation nicht erreichten. Anhand der festgelegten Auswahlkriterien wurden somit insgesamt 22 Patienten in das Studienkollektiv aufgenommen.

Ausgewertet wurden die Untersuchungsergebnisse von 5 männlichen und 17 weiblichen Probanden im Alter von 19 bis 35 Jahren (Mittelwert: 23,7; Median: 22). Die Ametropie begrenzte sich auf einen Bereich von – 0,5 Dpt bis -6,0 Dpt (Mittelwert: -2,99; Median: -3,25). Der Astigmatismus lag im Bereich von -0,25 Dpt bis -1,0 Dpt und betrug im Mittel -0,7 Dpt (Median: 0,75). Die Teilnahme erfolgte freiwillig im Rahmen einer allgemeinen augenärztlichen Untersuchung. Alle Probanden wurden in vollem Umfang über die Versuchsanordnung und mit dem Hinweis darauf aufgeklärt, jederzeit und ohne Begründung den Versuch abbrechen zu können.

---

## 3.2 Kriterien

Die Auswahlkriterien wurden so festgelegt, dass die Untersuchung am Wasca Analyzer® der Firma Carl Zeiss Meditec (Jena) anhand optimierter Bedingungen durchgeführt und der Einfluss von Störgrößen auf die sphärischen Aberrationen verringert werden konnte.

### 3.2.1 Einschlusskriterien

Alter ab 18. Lebensjahr

Träger weicher Kontaktlinsen (Tages-, Monats-, oder Jahreslinsen)

Visus mit Kontaktlinse mindestens 1,0

Myopie bis maximal -8,00 Dpt

Hyperopie bis maximal +3,00 Dpt

Astigmatismus bis maximal 1,50 Dpt

Pupillendurchmesser nach Dunkeladaptation mindestens 6 mm

Sonst gesundes, nicht fehlgebildetes Auge

Einhaltung einer 5-tägigen Tragepause vor der ersten Messung

### 3.2.2 Ausschlusskriterien

Alter unter 18. Lebensjahr

Visus mit Kontaktlinse unter 1,0

Überschreitung der festgelegten Grenzwerte der Fehlsichtigkeit

Pupillendurchmesser nach Dunkeladaptation kleiner 6 mm

Zum Messzeitpunkt vorliegende Entzündungen oder Verletzungen der Kornea

Augen mit Fehlbildungen (z. B.: Keratokonus) und degenerativen Erkrankungen (z. B.: Pterygium)

Zustand nach Hornhauttransplantation



---

### **3.3 Potenzielle Einflussgrößen**

Als potenzielle Einflussgrößen wurden neben den Patientencharakteristika der Pupillendurchmesser, die Verformbarkeit und Irritation der Kornea durch tägliches Kontaktlinsentragen und die Größe der Fehlsichtigkeit angesehen.

Die Größe sphärischer Aberrationen am Auge ist von entscheidendem Maße von der Pupillenweite und damit der Menge absorbierbarer Lichtstrahlen abhängig. Dabei spielt es vorerst keine Rolle, ob sich eine Kontaktlinse im Auge befindet oder nicht. In vorangegangenen Studien wurde bestätigt, dass monochromatische Aberrationen meist im Außenbereich der Pupille auftreten und damit eine substantielle Rolle bei dilatierter Pupille spielen. Dagegen beeinträchtigen Aberrationen im Zentrum der Pupille kaum die Sehleistung (Liang et al. 1997).

Um Irritationen und Verformungen der Kornea durch die weiche Kontaktlinse auszuschließen, galt eine 5-tägige Tragepause vor dem Untersuchungstermin als obligat. Der Zeitraum von 5-7 Tagen umfasst die durchschnittliche Regenerationszeit nach Hornhautepithelverletzungen bzw. -abschilferungen (Seiler 2000). Mechanische Einflüsse der Kontaktlinsen auf die Kornea wurden dadurch vermindert.

Mit der Eingrenzung der Fehlsichtigkeit sollte ein optimales Erkennen des Fixationspunktes am Messgerät ohne Kontaktlinsen durch den Patienten garantiert, als auch ein zu großer Einfluss der Augapfelform ausgeschlossen werden.

---

## 3.4 Kontaktlinsenmaterialien und deren Eigenschaften

### 3.4.1 Hydrogele

Hydrogele sind durch ein großes Wasseraufnahmevermögen und dem damit verbundenen hohen Wassergehalt gekennzeichnet. Dieser beträgt im Zustand der vollständigen Hydratation (Sättigungszustand) je nach Zusammensetzung des Materials 30 % bis 85 %. Hydrogelkontaktlinsen sind nur im Feuchtzustand elastisch und weich. Geben sie Feuchtigkeit ab und trocknen aus, verlieren sie ihre Form und werden spröde, hart und sind dadurch leicht zu beschädigen.

Zu den vorteilhaften Eigenschaften der Hydrogele zählt unter anderem eine gute Sauerstoffpermeabilität. Der Permeationskoeffizient (Dk-Wert) für Sauerstoff steht mit dem Wassergehalt eng in linearem Zusammenhang. Je höher der Wassergehalt eines Hydrogels, desto größer ist sein Permeationskoeffizient (Baron 1991).

Des Weiteren führt die Weichheit der Hydrogele in der Regel zu einer besseren mechanischen Verträglichkeit der entsprechenden Kontaktlinsen. Irritationen von der Hornhaut, Bindehaut und den Augenlidern treten seltener und wenn doch, dann meist in abgeschwächter Form auf. Die Brechzahlen der Hydrogele liegen in einem Bereich von etwa 1,36 bis 1,45 (Baron 1991). Auch hier zeigt sich ein enger Zusammenhang zwischen der Brechzahl und dem Wassergehalt. Es ist möglich, Kontaktlinsen mit allen gewünschten Scheitelbrechwerten herzustellen.

Zu den weniger vorteilhaften Eigenschaften der Hydrogele zählt z. B. die Durchbiegung der Linsen auf dem Auge, welche Ursache für eine Visusverschlechterung sein kann. Ebenso können geringe Deformationen des Materials während der periodischen Lidschläge ein instabiles Sehen verursachen. Hydrogele weisen gegenüber harten Materialien eine erheblich größere Neigung zur Ausbildung von Ablagerungen auf dem Auge auf. Weichheit, Transparenz und Sauerstoffpermeabilität werden beeinträchtigt und folglich die Verträglichkeit herabgesetzt. Voraussetzung ist deshalb stets eine sorgfältige Linsenpflege.

Die Porosität der Hydrogele lässt die Möglichkeit der Speicherung von Fremdstoffen zu. Die Folgen dieser Einlagerungen sind hinreichend bekannt. Bestandteile der Kontaktlinsenpflegemittel, vor allem Konservierungsstoffe reichern sich im

---

Linseninneren an und führen zu Störungen des Augensystems. Toxische oder allergische Reaktionen können die Folge sein. Ein letzter nachteiliger Aspekt weicher Hydrogellinsen ist die geringe mechanische Stabilität, die bei Manipulation häufiger zu Linsenbeschädigungen führen kann (Baron 1991).

#### 3.4.1.1 Grundarten der Hydrogele

Die Unterscheidung der verschiedenen Hydrogele erfolgt einerseits aufgrund ihrer chemischen Struktur und andererseits in eine praxisrelevantere Einteilung nach dem Wassergehalt.

Einteilung nach der chemischen Struktur:

HEMA/PolyHEMA (PHEMA)

Copolymere des HEMA

HEMA-freie Polymere/ Copolymere

Einteilung nach dem Wassergehalt:

Niedrig (30% bis 40%)

Mittel (40% bis 60%)

Hoch (über 60%)

PolyHEMA ist das erste Hydrogel, das zur Herstellung von Kontaktlinsen diente. Das Homopolymer besitzt einen Wassergehalt von etwa 38%. Durch Copolymerisation des HEMA mit anderen hydrophilen Monomeren (Vinylpyrrolidon, Vinylalkohol, Methacrylsäure) entstehen Copolymere mit einem höheren Wassergehalt und mit einer höheren Sauerstoffdurchlässigkeit. Eine weitere Steigerung dieser beiden Eigenschaften gelingt durch Polymerisation von Monomeren mit einer höheren Wasserlöslichkeit. Durch Copolymerisation mit Methylmethacrylat entstehen MMA-VP-Copolymere mit verbesserten mechanischen Eigenschaften (Baron 1991).

---

### 3.4.2 Silikonkautschuke

Bei Silikonkautschuken handelt es sich um gummielastische Kunststoffe (Elastomere), die zur Gruppe der Polyorganosiloxane gehören. Sie weisen eine hohe Gasdurchlässigkeit auf, weshalb sie für die Herstellung von Kontaktlinsen von Interesse sind. Die Sauerstoffpermeabilität ist so groß, dass der Bedarf der menschlichen Hornhaut auf dem Wege durch die Linse hindurch bei allen gebräuchlichen Linsendicken gedeckt werden kann. Die Parameter zur Charakterisierung der Silikonkautschuke als Material zur Herstellung von weichen Kontaktlinsen sind in Tabelle 3.1 zusammengefasst.

Zu den vorteilhaften Eigenschaften gehören ebenso die Weichheit, eine hohe Elastizität und Reißfestigkeit sowie die chemische Indifferenz.

Der Grund, weshalb die Hydrogele doch wesentlich häufiger als Material zur Kontaktlinsenherstellung verwendet werden, ist eine ausgeprägte Hydrophobie der Silikonkautschuke. Unbehandelte Silikonkautschuke sind praktisch nicht benetzbar.

Sie führen zu starken Reizungen des Augensystems. Ein radiergummiartiges Gefühl auf dem Auge wird beschrieben (sog. Radiergummieffekt).

Durch eine Verringerung der Hydrophobie konnte die Verträglichkeit gebessert werden. Des Weiteren ist dieses Material sehr lipophil, sodass hier eine sorgfältige Behandlung und Pflege der Silikonkautschuklinsen erforderlich ist. (Baron, 1991)

Tabelle 3.1: Parameter der Silikonkautschuke

Dk-Wert	$100 \cdot 10^{-11} \text{ ml O}_2 \cdot \text{cm}^2 / \text{ml} \cdot \text{s} \cdot \text{mmHg}$
Brechzahl	1,423 bis 1,439
Dichte	$1,07 \text{ g/cm}^3$ bis $1,20 \text{ g/cm}^3$
Wassergehalt	< 0,3 %

Als Untersuchungsmaterial der vorliegenden Studie dienten die patienteneigenen, weichen Kontaktlinsen aus dem täglichen Gebrauch. Hierbei handelte es sich um Tages- und Monatslinsen aus verschiedenen Materialien (Hong et al. 2001). Tabelle 3.2 liefert einen Überblick über die verschiedenen Kontaktlinsentypen mit Material, DK-Wert und Wassergehalt. Überwiegend kamen konventionelle Hydrogellinsen

verschiedener Hersteller zum Einsatz. Dem gegenüber stand eine Silikonhydrogellinse mit dem Material Lotrafilcon. Wie bereits erwähnt, besitzen sie eine höhere Sauerstoffdurchlässigkeit und einen beachtlich geringeren Wassergehalt, weshalb es möglich ist, diese Linsen für die Zeit eines Monats tags und nachts zu tragen.

Tabelle 3.2: Übersicht der verwendeten, weichen Kontaktlinsen (geordnet nach dem Wassergehalt).

Herstellername	Anzahl	Material	Wassergehalt in %	Dk-Wert
Focus® Dailies	2	Nelficon A	69	26
Proclear Compatibles® (Cooper Vision)	1	Omafilcon A	62	27
Okulsoft®	2	Hilafilcon B	59	22
Softlens®	2	Hilafilcon B	59	22
1-Day Acuvue Johnson&Johnson®	1	Etafilcon A	58	28
Focus® Monthly Lenses	9	Vifilcon A	55	20
iWear® Tageslinsen	2	Vifilcon A	55	20
Zeiss Contact Day 30®	1	Ocufilecon A	55	19
Optima® toric	1	Hefilcon B	45	9,2
Focus Night and Day®	1	Lotrafilcon (Silikon)	24	175

---

### 3.5 Wellenfrontanalysen am Wasca Analyzer®

Zur Erfassung der Wellenfrontaberration wurde der Wasca Analyzer® verwendet. Dieser führte eine vollständige Analyse des refraktiven Strahlengangs im Auge durch. Der Wasca Analyzer® vermisst somit die gesamte Brechkraft des menschlichen Auges. Alle brechenden Strukturen von Hornhautvorderfläche bis zur Netzhaut haben darauf Einfluss.

Das Aberrometer arbeitete nach dem Shack-Hartmann-Prinzip, bekannt als eine objektive Messmethode, die besonders für schnelle und präzise Schätzungen der Wellenfrontaberrationen geeignet ist. Mithilfe der Shack-Hartmann-Technik wurden die optischen Aberrationen an normalsichtigen Augen bereits mehrfach untersucht (Liang et al. 1994 und 1997, Salmon et al. 1998).

Mit Beginn der Untersuchung wurde das Patientenauge mithilfe einer Irisbildkamera direkt vor einem Messfenster ausgerichtet. Das von der Kamera ermittelte Bild wurde auf einem Computerbildschirm dargestellt. Über das Bild der Irisbildkamera legte sich auf dem Monitor ein weißes Rechteck, das die effektive Apertur des



Abb. 3.1: Aberrometrische Messung am Wasca Analyzer®

Wellenfrontsensors zeigte. Im Rechteck bildete sich ein Strickkreuz ab, das bei der Ausrichtung der Pupille innerhalb der Apertur helfen sollte.

Der Patient blickte in das Messfenster (Abb. 3.1) und musste das Zentrum des Fixaktionsobjektes betrachten, das in den optischen Strahlengang des Aberrometers eingeblendet wurde (weißes Fadenkreuz). Dies diente zum Abgleich der optischen Achsen von Auge und Aberrometer. Mit dem nicht untersuchten Auge sollte der Patient am Gehäuse des Wasca Analyzers® vorbeiblicken.

---

Das System führte eine sog. Defokussierung des Fixationsobjektes durch, um einen akkommodationsfreien Zustand des untersuchten Auges zu erreichen (Carl Zeiss Meditec AG, 2003). Die gesamte Messung mit dem Wasca Analyzer® dauerte nur wenige Sekunden. Das Verfahren verwendete mehrere Lichtblitze einer Super-Lumineszenz-Diode (SLD), um die optischen Merkmale des Auges zu erfassen. Das Messlicht lag im nahen Infrarotbereich des Spektrums, in dem das Auge nahezu unempfindlich war und folglich nicht durch die Blitze irritiert wurde. Die Dauer der SLD-Lichtblitze betrug etwa 250 ms bei weniger als 50  $\mu$ W. Die eigentliche Datenerfassung mit dem Shack-Hartmann-Sensor umfasste nur 13 ms und sicherte so minimale Augenbewegungen während der Messung (Carl Zeiss Meditec AG 2003).

### **3.6 Versuchsprotokoll**

Der Untersuchungsvorgang gliederte sich in zwei Messungen (Messung 1: ohne eingesetzte Kontaktlinsen, Messung 2: mit eingesetzten Kontaktlinsen).

Die Wellenfrontaberration wurde an beiden Augen des Patienten bestimmt. Beginnend mit Messung 1 wurde die Wellenfrontaberration ohne Kontaktlinse d. h., am natürlichen Auge erfasst. Nach diesem Messvorgang setzte der Patient seine Kontaktlinsen ein. Es schloss sich, nach einer kurzen Anpassungsphase von wenigen Minuten, die Bestimmung der Wellenfrontaberration mit nun eingesetzten Kontaktlinsen an.

Das Shack-Hartmann Aberrometer ist sensitiv genug, um optische Veränderungen, die im Zusammenhang mit der Ruptur des Tränenfilms stehen, aufzuzeichnen (Thibos et al. 1999). Vor jeder Einzelmessung wurde der Patient daher aufgefordert kurz zu zwinkern, um Messfehler durch den Bruch des Tränenfilms zu verhindern.

Entsprechend vorangegangener Untersuchungen erfolgte auch hier die Messung der Wellenfrontaberration in unter natürlichen Bedingungen entspannten Augen mit anschließender Minimierung der Akkommodation (Porter et al. 2001, Thibos et al. 2002b, Castejon-Mochon 2002). Cycloplege Lösungen zur Herstellung eines akkommodationsfreien Zustands kamen nicht zum Einsatz.

---

Einer Relaxation unter natürlichen Bedingungen entsprach die Untersuchung im abgedunkelten Raum, ohne Einfluss von Tageslicht oder fremden Lichtquellen. Eine Ausnahme stellte die Messfeldbeleuchtung dar, bei der der Computerbildschirm und der Fixationspunkt geringfügig Licht aussandten. Die Messfeldbeleuchtung war daher ein Grund für individuelle Unterschiede im Maximaldurchmesser der Pupille und der Dilatationsdauer. Zum Schluss erfolgte eine Visuskontrolle mit Kontaktlinsen.

Die ermittelten Rohdaten wurden anschließend innerhalb der Wasca-Analyzer-Software® bearbeitet. Die Software gab die korrigierten Rohdaten für alle Zernike-Koeffizienten bis zur 4. Ordnung sowie der RMS-Werte in einer Aberrationstabelle wieder. Die Aberrationen wurden zusätzlich als farbige Wellenfrontkarte der optischen Wegdifferenzen angezeigt (Abb. 3.2).

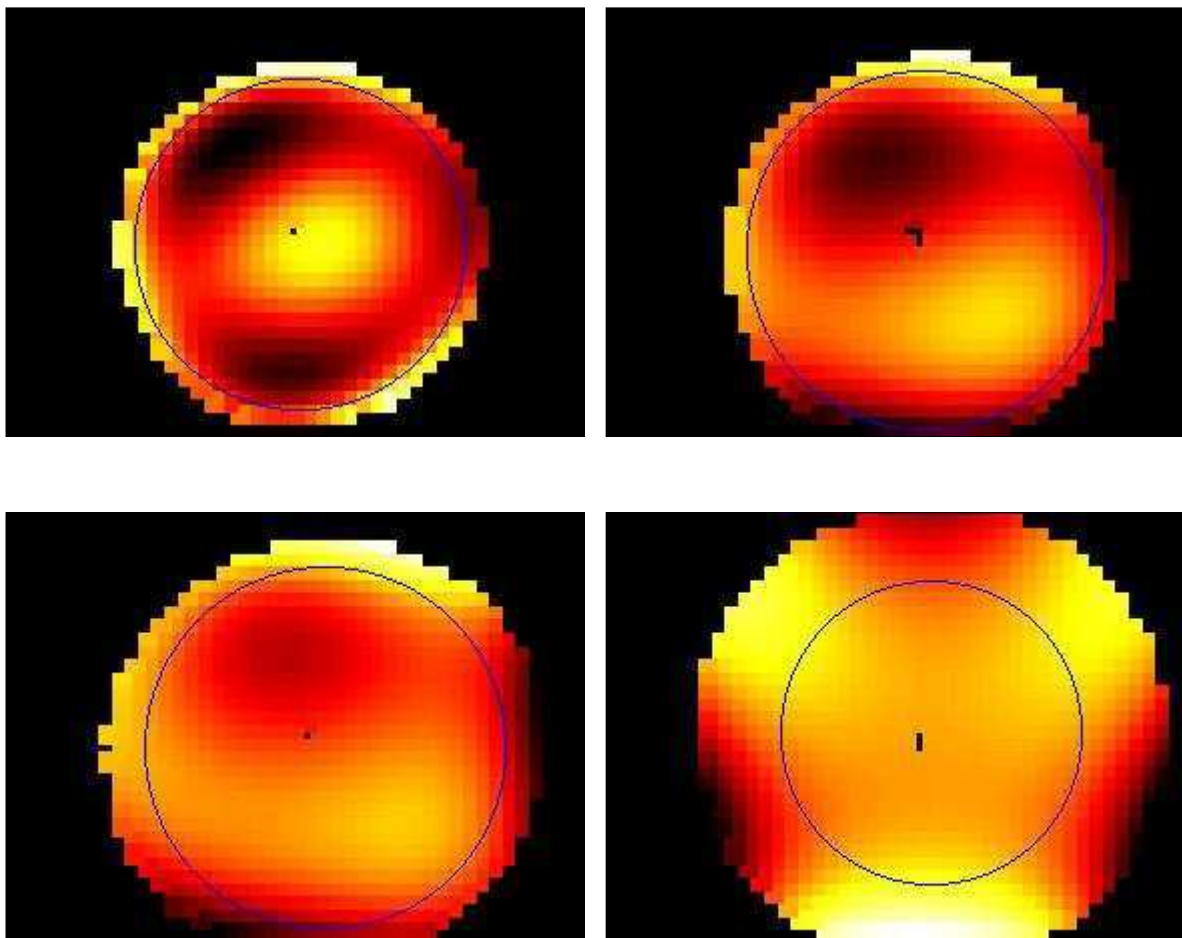


Abbildung 3.2: Wasca Analyzer® Wellenfrontkarten von vier verschiedenen Probanden



---

Mithilfe eines Listenfeldes stellten sich die Rohdaten auf einen einheitlichen Pupillendurchmesser ein. Erst die Festlegung eines Referenzpupillendurchmessers ermöglichte den Vergleich der gemessenen Daten innerhalb der Studie. Der individuelle Pupillendurchmesser begrenzte allerdings den Maximalwert der Analysepupille.

Für die Messungen 1 und 2 wurden mithilfe der Wasca-Analyzer-Software® die bisher ermittelten Messwerte bei einem Referenzpupillendurchmesser von 3 mm und 6 mm neu berechnet (Yoon 2002). Diese entsprachen damit einer Pupille im Tageslicht im Vergleich mit der Pupillenweite während des Nachtsehens. Von jedem Patienten wurden jeweils die Messwerte eines Auges für den Datensatz ausgewählt. Voraussetzung dafür war, neben den erfüllten Ein- und Ausschlusskriterien, dass einerseits keine Fehlmessungen während der Untersuchung auftraten und andererseits die Pupille einen Maximaldurchmesser von 6 mm nach Dunkeladaptation erreicht hatte. War dies nicht der Fall, stand der Proband nur für die 3-mm-Gruppe zur Verfügung.

### **3.7 Messreihe 3 - Aberrationen im 5- und 31-Tage-Verlauf**

Bei dieser Untersuchung handelte es sich um einen zusätzlichen Versuch, präzisere Aussagen zur Regenerationszeit des Hornhautepithels treffen zu können.

Da die Kontaktlinse direkt mit einem dünnen Tränenfilm auf der Hornhaut „schwimmt“, kann sie durch Bewegungen oder äußere Einflüsse zur mechanischen Irritation der Hornhautoberfläche führen. Gerade nach langen und beständigen Tragzeiten sind kleinste Verletzungen der Hornhaut nicht auszuschließen. Besonders wenn es durch die Kontaktlinse zusätzlich zur Austrocknung des Auges, und damit zum Bruch des Tränenfilms kommt, kann die Hornhautvorderfläche in Mitleidenschaft gezogen werden.

Für die 31-Tage-Messung wurde eine Dauerträgerin mit weichen Monatslinsen ausgewählt. Die Probandin trug ihre Focus® Monatslinsen täglich 10-12 Stunden. Die Aberrationsanalyse fand unter denselben Bedingungen wie in der Hauptstudie mithilfe des Wasca Analyzers® statt. Die Probandin war aufgefordert, ihre KL täglich bis einschließlich zum ersten Messtag zu tragen. Nach erfolgter Messung mit KL

---

schloss sich die Messung ohne KL nach entsprechender Dunkeladaptation auf einen 6-mm-Mindestpupillendurchmesser an. Die weiteren Messungen wurden für die folgenden 31 Tage zur gleichen Tageszeit durchgeführt. Als Referenzwerte dienten die Aberrationswerte gemessen mit Kontaktlinse am Tag 1 des Versuchs. Anschließend entfernte sie am Tag 1 ihre Kontaktlinsen für die folgenden 31 Tage. Die Probandin wurde im Zeitraum vom 07.06.04 bis 08.07.04 zwischen 10.00 und 15.00 Uhr gemessen, anfangs täglich, ab Mitte des Monats in 2-5 Tagesabständen.

### **3.8 Statistiken**

Unter Beratung und Anleitung des Instituts für Medizinische Statistik, Informatik und Dokumentation der Friedrich-Schiller-Universität Jena erfolgte die Auswertung der hier gewonnen Daten und Ergebnisse. Verwendet wurden die Programme SPSS® in der Version 12.0.1, das Programm Microsoft Excel® 2003 und Grapher® 3.

Der Ausgangsdatensatz für die statistische Auswertung setzte sich aus der 3mm – und der 6mm – Gruppe zusammen. Jede dieser Gruppen beinhaltete dabei einmal Messreihe 1 und 2. Alle gewonnenen Daten wurden für jeden Probanden der zwei Messreihen identisch ausgewertet.

Die Daten bezogen sich jeweils auf die Differenz der Mittelwerte (MW MKL - MW OKL), sodass sich das Endergebnis als Änderung der Aberration darstellte. Die Standardabweichung wurde in Form von Fehlerbalken angegeben.

Mithilfe des Wilcoxontests für Paardifferenzen wurde bei einer Irrtumswahrscheinlichkeit von  $\alpha = 0,05$  auf Signifikanz getestet.

Wegen der Vielzahl an Tests am gleichen Datenmaterial wurde eine Adjustierung des  $\alpha$  nach der Methode von Bonferroni-Holm angewendet (Aickin und Gensler 1996, Zhang et al. 1997, Assennato und Bruzzi 2002).

Zur Auswertung der Messreihe 3 wurden die errechneten Mittelwerte mithilfe deskriptiver Statistik dargestellt.

---

## 4. ERGEBNISSE

Es wurden 22 Probanden anhand der in 3.2 aufgeführten Kriterien in das Studienkollektiv aufgenommen und an jeweils einem Auge nach dem in Abschnitt 3.6 beschriebenen Versuchsprotokoll untersucht.

Alle Probanden konnten der Messreihe 1 (3-mm-Gruppe) und 20 Probanden der Messreihe 2 (6-mm-Gruppe) zugeteilt werden. Die klinische Datenbasis ist in Tabelle 4.1 aufgeführt. Die Probanden 2 und 9 (dunkelblau) konnten aufgrund ihres geringen Pupillendurchmessers nicht in Messreihe 2 aufgenommen werden.

In diesem Teil der Arbeit ist die Änderung der Aberrationen unter den beiden Bedingungen „MKL“ und „OKL“ der Messreihen 1 und 2 dargestellt.

Die Änderung der Aberrationen ( $\Delta A$ ) errechnet sich nach folgender Formel:

$$\Delta A = Z_x^y \text{ MKL} - Z_x^y \text{ OKL}$$

$Z_x^y \text{ MKL}$  bzw.  $Z_x^y \text{ OKL}$  sind die Mittelwerte aller Probanden jeweils eines Zernike-Koeffizienten.

Tab. 4.1: Klinische Datenbasis des Probandenkollektivs.

NR.	Alter [Jahre]	Geschlecht	Pupillen- durchmesser [mm]	Auge	Sphäre [Dpt]	Zylinder/Achse [Dpt]
1	22	W	6,16	R	-4,0	-1,0*180°
2	22	W	5,30	L	-3,75	-0,75*180°
3	22	W	6,36	R	-2,5	
4	22	W	7,18	R	-4,0	-0,75*180°
5	25	W	6,92	L	-3,25	
6	22	W	7,03	R	-2,5	
7	22	W	6,34	L	-2,25	
8	25	W	6,57	L	-1,75	
9	24	M	5,28	R	-2,75	
10	24	W	6,95	R	-1,75	
11	23	M	7,01	L	-4,25	
12	25	M	6,09	R	-3,5	
13	34	W	6,44	L	-6,75	-0,25*75°
14	22	W	6,83	L	-6,0	
15	22	W	6,87	L	-3,5	
16	24	W	8,00	R	-2,0	
17	21	W	7,31	R	-3,0	
18	23	W	7,20	R	-4,0	
19	22	M	7,21	L	-3,5	
20	34	M	7,44	L	+3,25	
21	20	W	6,74	R	-3,25	
22	22	W	6,63	L	-0,75	

---

#### 4.1 Ergebnisse der Messreihe 1 (3 mm Pupillendurchmesser)

Die Messdaten der Zernike-Koeffizienten dieser Messreihe sind in Tabelle 4.2 aufgelistet. Im Mittel lag die Änderung der Aberrationen aller Zernike-Koeffizienten mit Kontaktlinse gegenüber ohne Kontaktlinse bei  $-0,086 \mu\text{m}$  ( $\pm 0,085$  SD).

Werden die 1. und 2. Ordnung aufgrund der individuellen Schwankungsbreite nicht berücksichtigt, ergibt sich im Mittel ein  $\Delta A$  von  $0,004 \mu\text{m}$  ( $\pm 0,004$  SD) in der 3. und ein  $\Delta A$  von  $-0,002 \mu\text{m}$  ( $\pm 0,001$  SD) in der 4. Zernike-Ordnung.

Mit einem Referenzpupillendurchmesser von 3 mm ist die Änderung der Aberrationen des RMS-Wertes ab der 2. Zernike-Ordnung ( $p=0,00004$ ) und des Gesamt-RMS-Wertes ( $p=0,00004$ ) aller Probanden signifikant.

Bei Betrachtung der einzelnen Zernike-Koeffizienten ist ein ebenso deutlicher Anstieg der Aberrationen unter der MKL-Bedingung bei  $Z_2^0$  ( $p=0,00004$ ).

Unter den Koeffizienten der höheren Ordnungen, wie beispielsweise  $Z_3^{-3}$ ,  $Z_3^{-1}$ ,  $Z_4^0$ ,  $Z_4^2$  und  $Z_4^4$  waren lediglich Tendenzen, jedoch keine Signifikanz im Anstieg der Aberrationen mit Kontaktlinsen zu verzeichnen.

Tabelle 4.2: Datentabelle Messreihe 1

Deskriptive Statistik der Zernike-Koeffizienten; Pupillendurchmesser = 3mm;

Patientenanzahl n = 22; p = p-Wert der Differenz  $Z_x^{y\text{ MKL}} - Z_x^{y\text{ OKL}}$ ;

p\* = signifikanter p-Wert nach Bonferroni-Holm Adjustierung (dunkelblau)

Zernike-Koeffizient	Mittelwert (MW) [μm]	Standardabweichung	Differenz MW [μm] $\Delta A = Z_x^{y\text{ MKL}} - Z_x^{y\text{ OKL}}$	p	p*
$Z_1^{-1\text{ MKL}}$	0,70507	1,57975	-0,00375	0,961160	0,025
$Z_1^{-1\text{ OKL}}$	0,70882	1,58045			
$Z_1^{1\text{ MKL}}$	-0,62514	0,95500	-0,02795	0,338196	0,006
$Z_1^{1\text{ OKL}}$	-0,59719	0,94399			
$Z_2^{-2\text{ MKL}}$	0,01037	0,06203	0,00155	0,426376	0,01
$Z_2^{-2\text{ OKL}}$	0,00882	0,06530			
$Z_2^{0\text{ MKL}}$	0,13264	0,15020	-1,14366	0,000040	0,003*
$Z_2^{0\text{ OKL}}$	1,27630	0,48695			
$Z_2^{2\text{ MKL}}$	-0,02896	0,10391	0,02210	0,276772	0,005
$Z_2^{2\text{ OKL}}$	-0,05106	0,12018			
$Z_3^{-3\text{ MKL}}$	-0,01314	0,02858	-0,00337	0,262686	0,004
$Z_3^{-3\text{ OKL}}$	-0,00977	0,01860			
$Z_3^{-1\text{ MKL}}$	0,03091	0,03696	0,01424	0,057533	0,003
$Z_3^{-1\text{ OKL}}$	0,01667	0,02484			
$Z_3^{1\text{ MKL}}$	0,00215	0,02000	0,00125	0,961160	0,05
$Z_3^{1\text{ OKL}}$	0,00090	0,01475			
$Z_3^{3\text{ MKL}}$	0,00118	0,01881	0,00489	0,322075	0,005
$Z_3^{3\text{ OKL}}$	-0,00371	0,01292			
$Z_4^{-4\text{ MKL}}$	-0,00347	0,01055	-0,00467	0,094528	0,004
$Z_4^{-4\text{ OKL}}$	0,00120	0,00733			
$Z_4^{-2\text{ MKL}}$	-0,00197	0,01048	-0,00112	0,614811	0,013
$Z_4^{-2\text{ OKL}}$	-0,00085	0,00664			
$Z_4^{0\text{ MKL}}$	-0,00606	0,01830	-0,00116	0,407742	0,008
$Z_4^{0\text{ OKL}}$	-0,00490	0,01213			

Fortsetzung Tabelle 4.2: Datentabelle Messreihe 1

Zernike-Koeffizient	Mittelwert (MW) [μm]	Standard-abweichung	Differenz MW [μm] $\Delta A = Z_x^{y \text{ MKL}} - Z_x^{y \text{ OKL}}$	p	p*
$Z_4^{2 \text{ MKL}}$	-0,00251	0,01218	-0,00229	0,371961	0,007
$Z_4^{2 \text{ OKL}}$	-0,00022	0,00893			
$Z_4^{4 \text{ MKL}}$	-0,00116	0,01246	-0,00034	0,684874	0,016
$Z_4^{4 \text{ OKL}}$	-0,00082	0,00637			
Gesamt-RMS MKL	1,15705	1,74856	-1,78963	0,000040	0,003*
Gesamt-RMS OKL	2,94668	2,55978			
RMS MKL ab 3.Ord.	0,05957	0,02529	0,01994	0,007397	0,004
RMS OKL ab 3.Ord.	0,03963	0,01380			
RMS MKL ab 2.Ord.	0,22537	0,08968	-1,05913	0,000040	0,003*
RMS OKL ab 2.Ord.	1,28450	0,48920			

#### 4.1.1 Datenverteilung der Messreihe 1

Die folgenden Fehlerbalkendiagramme (Abb. 4.1 und 4.2) geben die Streuung der einzelnen Mittelwerte von Zernike-Koeffizienten und RMS-Werten jeweils ohne und mit Kontaktlinse an. Erkennbar ist eine große Streubreite in der 1. und 2. Ordnung ( $Z_1^{-1} = Z_{P1\_M1}$ ,  $Z_1^1 = Z_{P1\_P1}$ ,  $Z_2^0 = Z_{P2\_0}$ ) und des Gesamt-RMS (RMS\_OKL). Ein Unterschied findet sich in der Skalierung der y-Achsen, da sich aufgrund der Wirkung der Kontaktlinse auf Sphäre und Astigmatismus ein kleinerer Streubereich um Null ergibt. Aus beiden Diagrammen geht hervor, dass die Mittelwerte der Koeffizienten  $Z_2^{-2} (= Z_{P2\_P2})$  bis  $Z_4^4 (= Z_{P4\_P4})$  und der RMS ab der 3. Ordnung stets nahe Null liegen und nur geringfügig streuen.

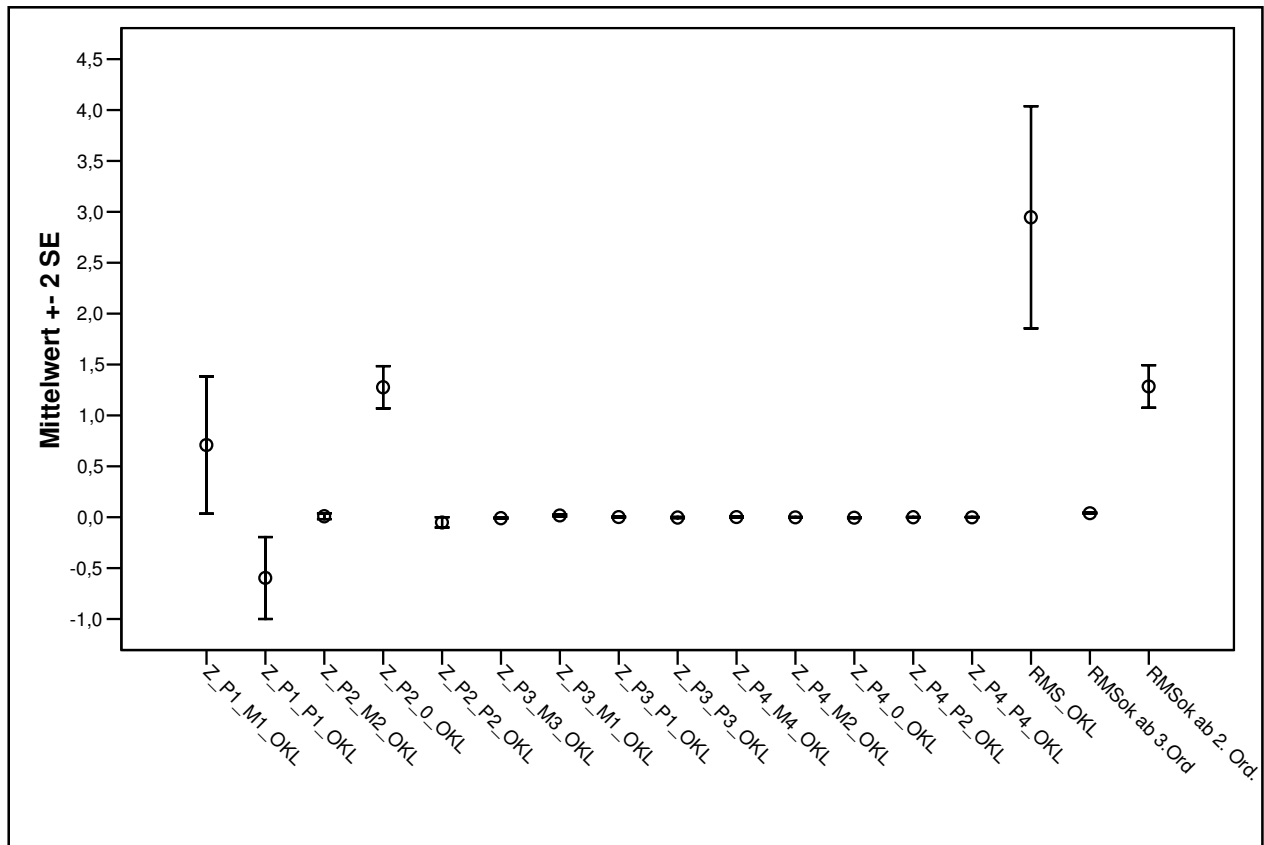


Abbildung 4.1: Fehlerbalkendiagramm der Zernike-Koeffizienten der 1. bis 4. Ordnung **ohne Kontaktlinse**; Fehlerbalken entsprechen dem Standardfehler des Mittelwertes; Pupillendurchmesser = 3 mm



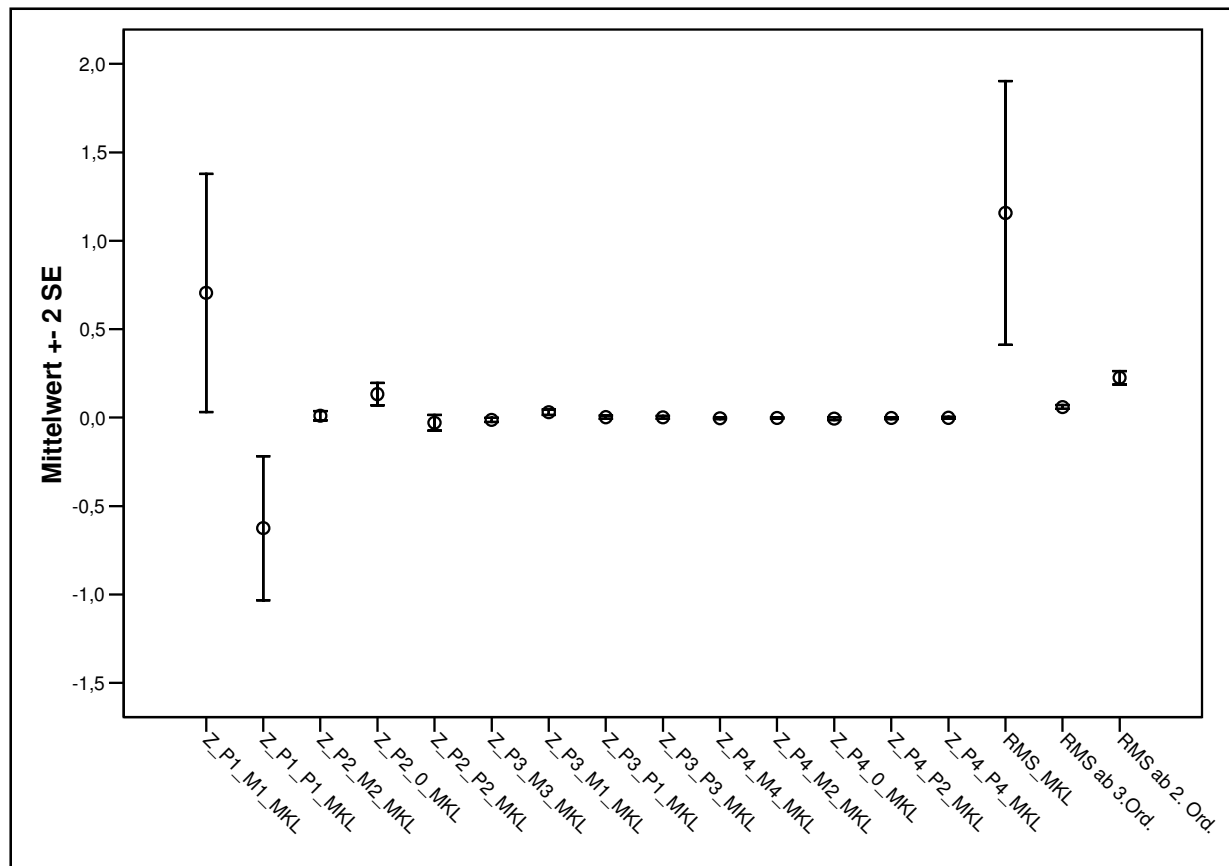


Abbildung 4.2: Fehlerbalkendiagramm der Zernike-Koeffizienten der 1. bis 4. Ordnung **mit Kontaktlinse**; Fehlerbalken entsprechen dem Standardfehler des Mittelwertes;

Pupillendurchmesser = 3 mm

#### 4.1.2 Die RMS-Werte der Messreihe 1

Es erfolgt nunmehr die Darstellung einzelner Koeffizienten und der RMS-Werte mithilfe vergleichender Box-Whisker-Plots, die die Änderung der Aberrationen mit und ohne Kontaktlinse repräsentieren. Die dazugehörigen Balkendiagramme geben einen Überblick über die Verteilung der entsprechenden Messdaten.

Der waagerechte Strich innerhalb der Box eines solchen Plots kennzeichnet den Median, die untere Grenze der Box das 25% Perzentil (1. Quartil) und die obere Grenze das 75% Perzentil (3. Quartil), sodass die mittleren 50% der Werte innerhalb der Box liegen. Die ober- und unterhalb stehenden senkrechten Linien geben den größten und kleinsten Wert an und Auskunft darüber, inwieweit die restlichen 50%

der Werte streuen. Durch die Lage des Medians innerhalb der Box ist es auch möglich grobe Aussagen zur Verteilung der Daten zu treffen. Die Differenz zwischen Maximum und Minimum des Box-Plots ist statistisch als Spannweite charakterisiert. Das Balkendiagramm (Abb. 4.3) des Gesamt-RMS als auch der Boxplot (Abb. 4.4) demonstrieren einen ausgeprägten Unterschied der Aberrationswerte im Vergleich der OKL- und MKL-Bedingungen. Mit Wirkung der Kontaktlinse sehen wir bei jedem Probanden geringere Aberrationswerte. Dagegen stellen sich 50% der Werte des Gesamt-RMS-OKL zwischen  $\sim 1,2 \mu\text{m}$  und  $\sim 4,2$  (3,5)  $\mu\text{m}$  dar. Die Probanden 10 bis 13 und 18 ragen im Balkendiagramm im Gesamt-RMS-OKL deutlich mit Werten bis fast  $10 \mu\text{m}$  hervor. Entsprechend verlaufen auch die Balken des Gesamt-RMS-MKL mit Ausnahme von Proband 18.

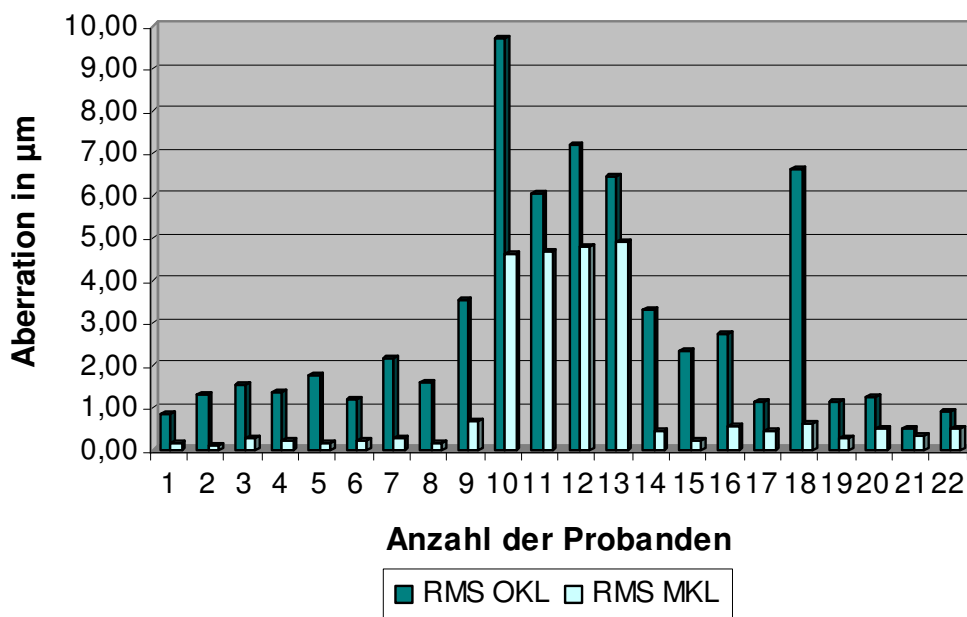


Abbildung 4.3: Verteilung der Messdaten des Gesamt-RMS (enthält die Zernike-Koeffizienten der 1. bis 4. Ordnung) ohne und mit Kontaktlinse; Pupillendurchmesser = 3 mm

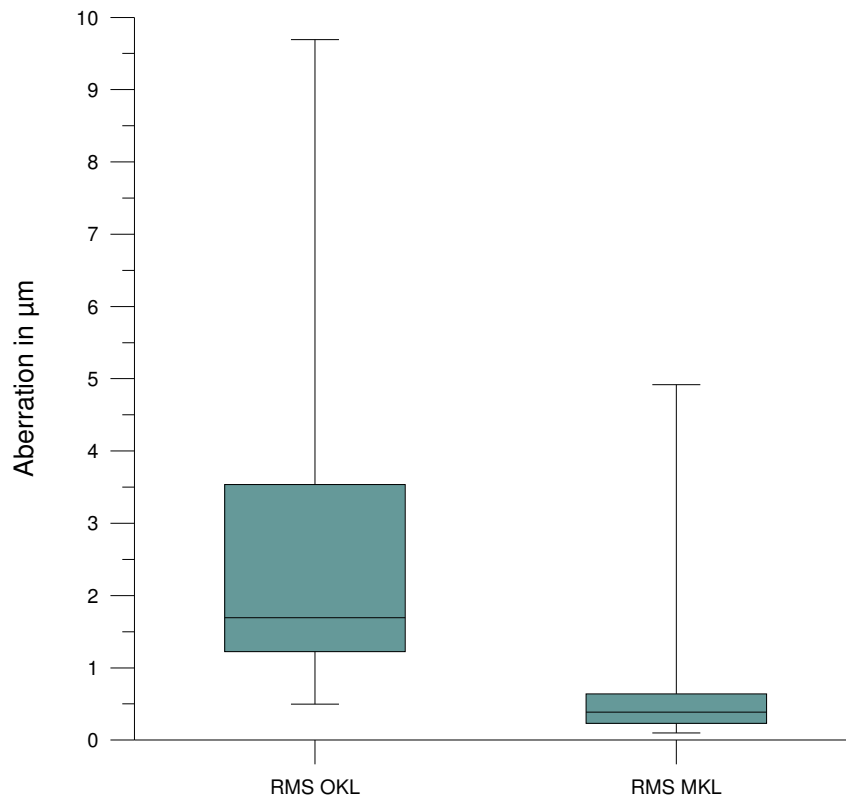


Abbildung 4.4: Boxplot mit Vergleich der RMS-Werte ab der 1. Zernike-Ordnung/Gesamt-RMS (enthält die Zernike-Koeffizienten der 1. bis 4. Ordnung) ohne und mit Kontaktlinse; Pupillendurchmesser = 3 mm;  $p^* = 0,003$  (nach Bonferroni-Holm Adjustierung **signifikant**)

Bei Betrachtung des RMS ab der 2. Ordnung (Abb. 4.5 und 4.6) zeigt sich ein ähnlicher Verlauf im Vergleich zum Gesamt-RMS. Das im Balkendiagramm angegebene Wertenniveau befindet sich größtenteils im Bereich von 1,0 bis 1,5  $\mu\text{m}$  ohne KL und zwischen 0 und 0,5  $\mu\text{m}$  mit KL. Als Ausnahmen sind ebenfalls Proband 10 und 18 zu verifizieren, deren Werte im Niveau von 2,0 bis 2,5  $\mu\text{m}$  liegen.

Im Vergleich der Box-Whisker-Plots weist der RMS der 2. Ordnung mit Kontaktlinse ebenfalls geringere Aberrationswerte (nahe Null) als ohne KL auf. Zusätzlich werden weniger „Ausreißer“ beobachtet, erkennbar an der deutlich geringeren Spannweite. Der Werteunterschied zwischen MKL- und OKL-Bedingung ist weniger stark ausgeprägt im Gegensatz zum Gesamt-RMS.

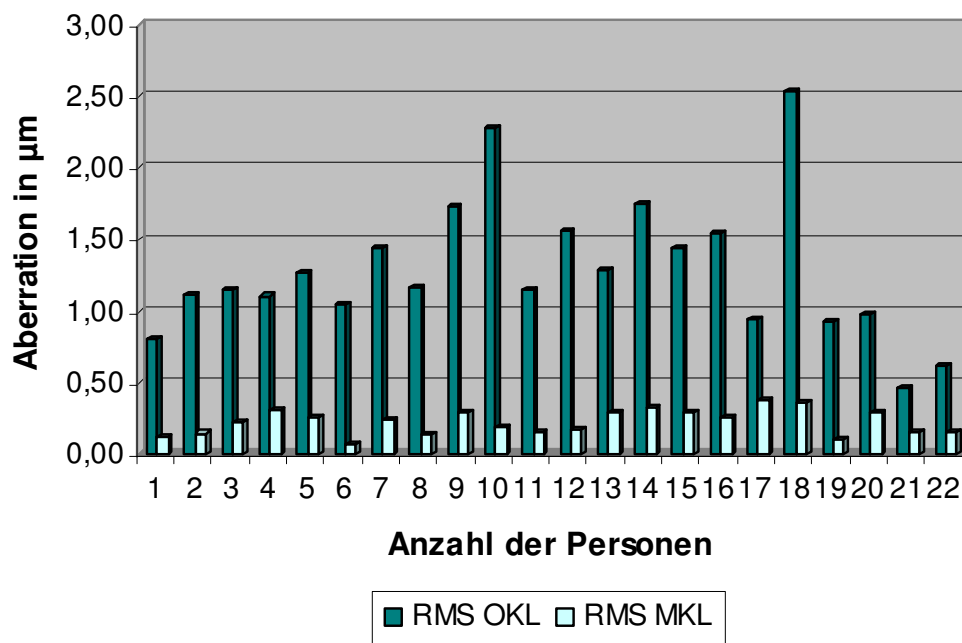


Abbildung 4.5: Verteilung der Messdaten des RMS ab der 2. Zernike-Ordnung (enthält die Zernike-Koeffizienten der 2. bis 4. Ordnung) ohne und mit Kontaktlinse;  
Pupillendurchmesser = 3 mm

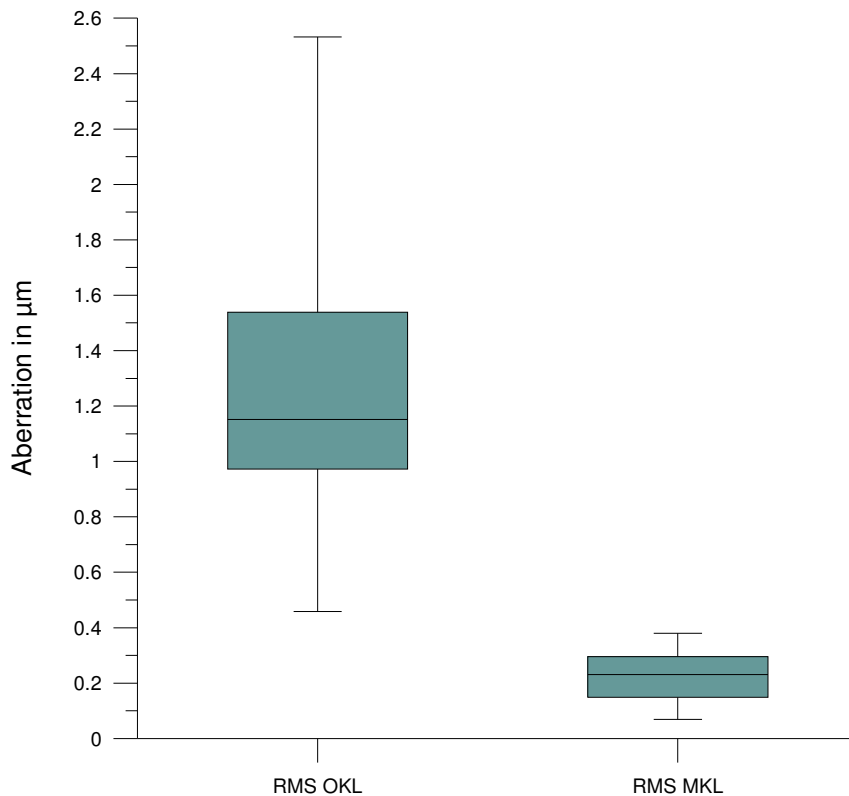


Abbildung 4.6: Boxplot mit Vergleich der RMS-Werte ab der 2. *Zernike-Ordnung* (enthält die Zernike-Koeffizienten der 2. bis 4. Ordnung) ohne und mit Kontaktlinse; Pupillendurchmesser = 3 mm;  $p^* = 0,003$  (nach Bonferroni-Holm Adjustierung **signifikant**)

Entfällt der Einfluss der 1. und 2. Zernike-Ordnung ändern sich das Balkendiagramm und der Boxplot dahin gehend, dass höhere Aberrationswerte unter MKL-Bedingungen resultieren und der RMS OKL der 3. Ordnung kleinere Aberrationswerte annimmt. In den Diagrammen 4.7 und 4.8 wird dies anhand des Vergleiches des RMS HO ohne und mit KL veranschaulicht.

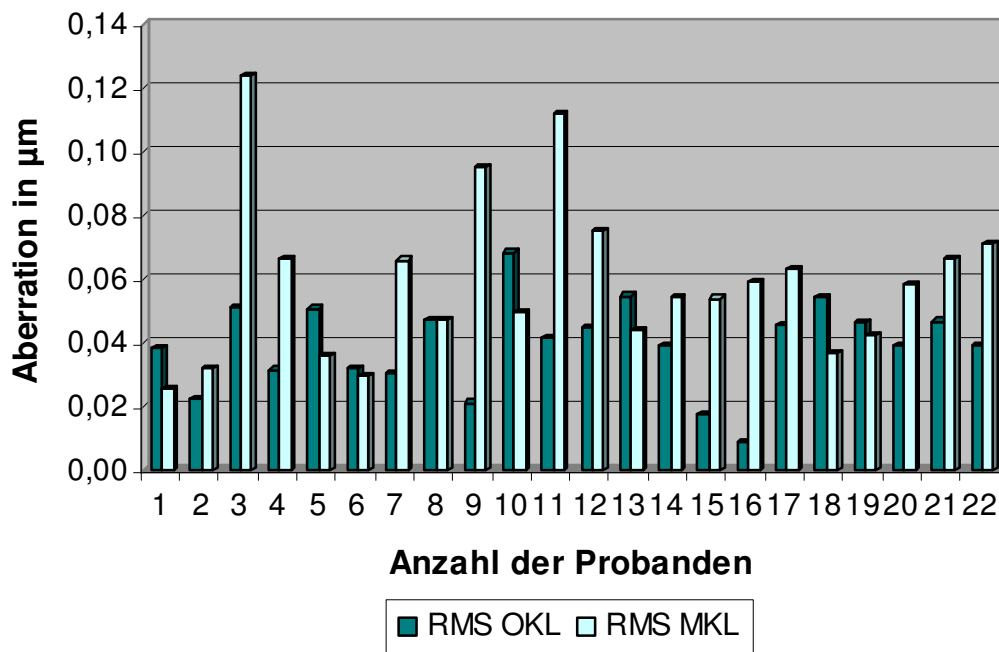


Abbildung 4.7: Verteilung der Messdaten des RMS ab der 3. Zernike-Ordnung (enthält die Zernike-Koeffizienten der 3. und 4. Ordnung) ohne und mit Kontaktlinse; Pupillendurchmesser = 3 mm

Auffallend ist hier das vergleichsweise niedrige Wertenniveau mit einem Maximum (MKL) von etwas mehr als  $0,12 \mu\text{m}$  bei einem (Nr.3) von 22 Probanden (Abb. 4.7). Der Hauptteil der Aberrationswerte für den RMS HO MKL befindet sich zwischen  $0,02$  und  $0,08 \mu\text{m}$ . Ohne KL ist der RMS HO zumeist niedriger als sein Pendant mit KL bei insgesamt ähnlichem Wertenniveau. Da sich statistisch kein signifikanter Unterschied nachweisen lässt, müssen wir hier von einer tendenziellen Erhöhung des RMS HO mit KL ausgehen. Diese Tendenz wird ebenso eindrucksvoll im Vergleich der Box-Plots (Abb. 4.8) dargestellt.

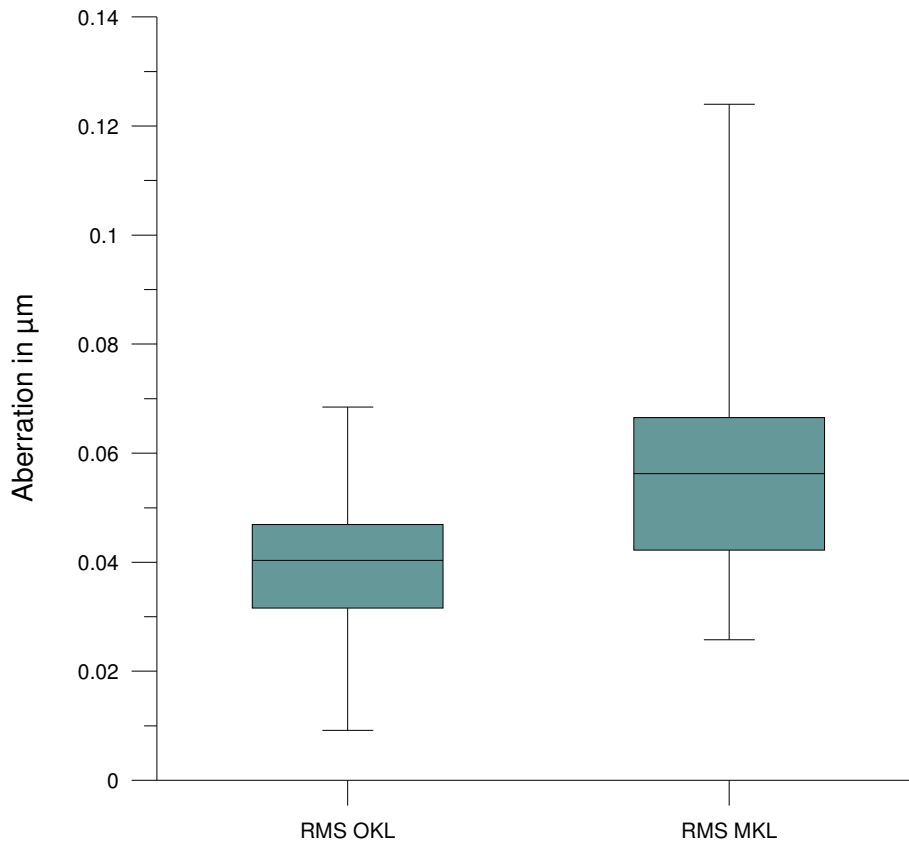


Abbildung 4.8: Boxplot mit Vergleich der RMS-Werte ab der 3. Zernike-Ordnung (enthält die Zernike-Koeffizienten der 3. und 4. Ordnung) ohne und mit Kontaktlinse; Pupillendurchmesser = 3 mm;  $p^* = 0,004$  (nach Bonferroni-Holm Adjustierung **nicht signifikant**)

#### 4.1.3 Die Zernike-Koeffizienten HO der Messreihe 1

In der Auswertung einzelner Zernike-Koeffizienten HO finden sich jeweils ansteigende Aberrationswerte unter Wirkung der Kontaktlinsen. Einen Überblick liefern die Diagramme von  $Z_3^{-3}$  (Abb. 4.10),  $Z_3^{-1}$  (Abb. 4.12),  $Z_4^{-4}$  (Abb. 4.14) und  $Z_4^0$  (Abb. 4.16).

Bei differenzierter Betrachtung der einzelnen Probanden im Balkendiagramm (Abb. 4.9, 4.11, 4.13 und 4.15) zeigen sich neben überwiegend aberrationsinduzierenden Effekten vereinzelt auch reduzierende Effekte mit Einfluss der Kontaktlinsen. Zu diesen gehören die Probanden 13 und 22. Auch bei den Probanden 1, 6 und 18 ist in

drei von vier Darstellungen eine entsprechende Reduktion der Aberrationswerte nachweisbar.

In der Analyse des Zernike-Koeffizienten  $Z_3^{-3}$  ist im Balkendiagramm 4.9 bei 12 Probanden ein teilweise eindrucksvoller Unterschied zwischen der OKL- und MKL-Bedingung zugunsten der Letzteren zu finden. Statistische Signifikanz liegt jedoch nicht vor. Die restlichen 9 Probanden zeigen gleich große oder höhere Aberrationswerte ohne Kontaktlinse. Insgesamt ist eine hohe Schwankungsbreite im positiven als auch negativen Bereich ersichtlich. Im Box-Plot (Abb. 4.10) ist ein tendenzieller Anstieg der Werte für  $Z_3^{-3}$  im negativen Bereich zu verzeichnen.

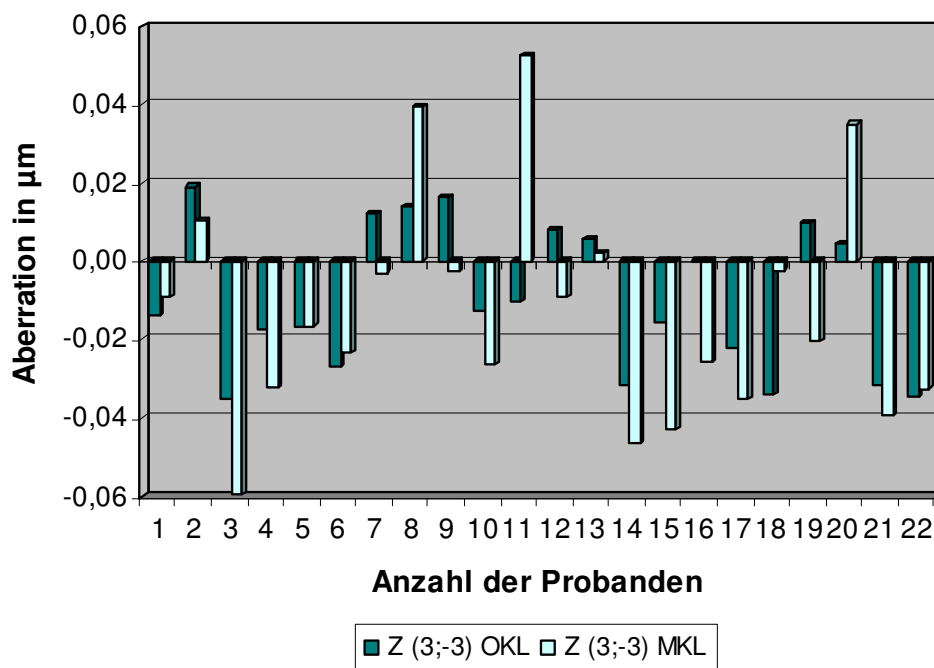


Abbildung 4.9: Verteilung der Messdaten des Zernike-Koeffizienten  $Z_3^{-3}$  ohne und mit Kontaktlinse; Pupillendurchmesser = 3 mm



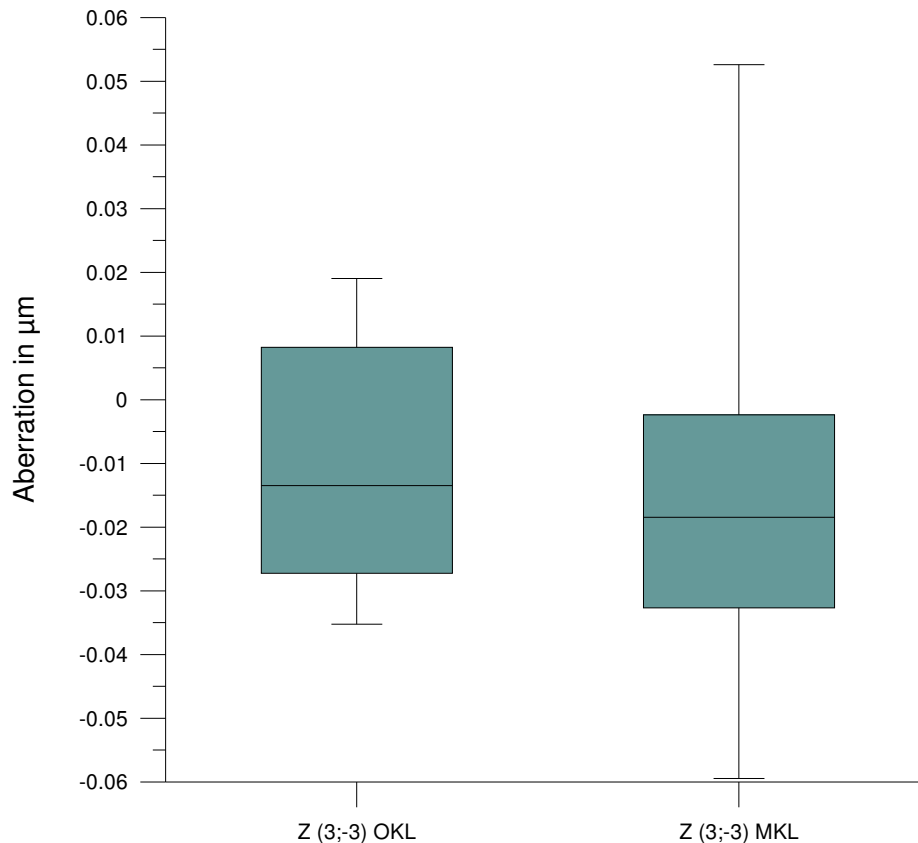


Abbildung 4.10: Boxplot mit Vergleich der Werte des Zernike-Koeffizienten  $Z_3^{-3}$  ohne und mit Kontaktlinse; Pupillendurchmesser = 3 mm;  $p^* = 0,004$  (nach Bonferroni-Holm Adjustierung **nicht signifikant**)

Die größten Zahlenwerte (bis ca. 0,1  $\mu\text{m}$ ) aller analysierten Koeffizienten erreicht der Zernike-Koeffizient  $Z_3^{-1}$  – die Koma (Abb. 4.11 und 4.12). Die Mehrzahl der Aberrationen erstreckt sich im positiven Bereich. Acht Probanden besitzen höhere Aberrationswerte unter OKL-Bedingungen, ähnlich dem Koeffizienten  $Z_3^{-3}$ . Für die Probanden 1, 13, 18 und 22 trifft diese Eigenschaft auf beide Zernike-Koeffizienten zu. Dementsprechend zeigen 13 von 22 Probanden einen Anstieg der Koma während der Messung mit Kontaktlinse. Ebenso vergrößern sich der Wertebereich und die Schwankungsbreite aufgrund größerer Maxima und Minima (Abb. 4.12). Auch hier findet sich kein statistisch gesicherter Nachweis einer Erhöhung der Aberrationswerte durch den Einfluss der Kontaktlinsen. Es ist lediglich eine Tendenz einer Aberrationsinduktion mit Kontaktlinse erkennbar.

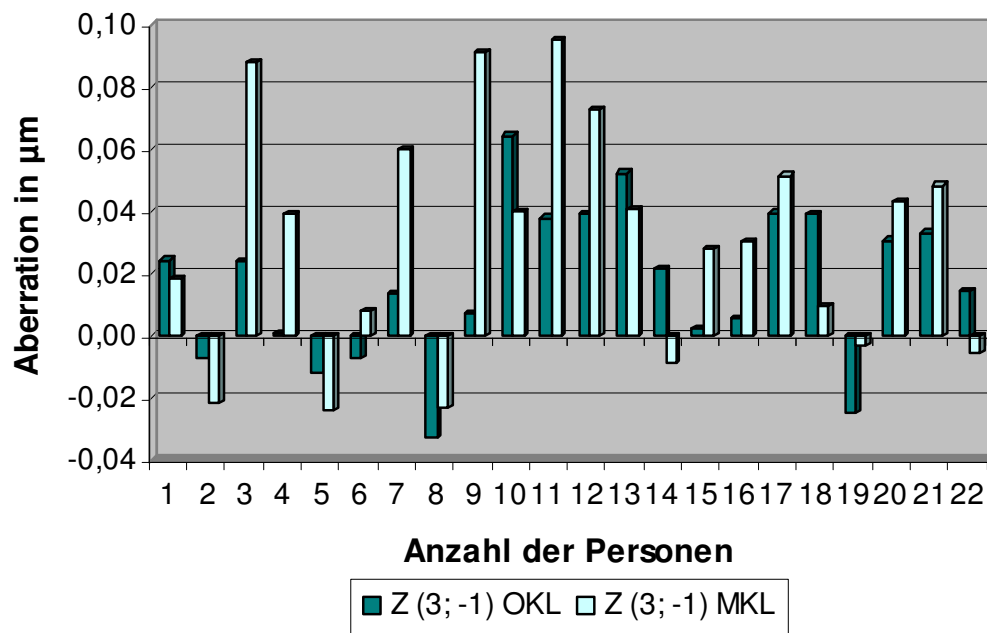


Abbildung 4.11: Verteilung der Messdaten des Zernike-Koeffizienten  $Z_3^{-1}$  ohne und mit Kontaktlinse; Pupillendurchmesser = 3 mm

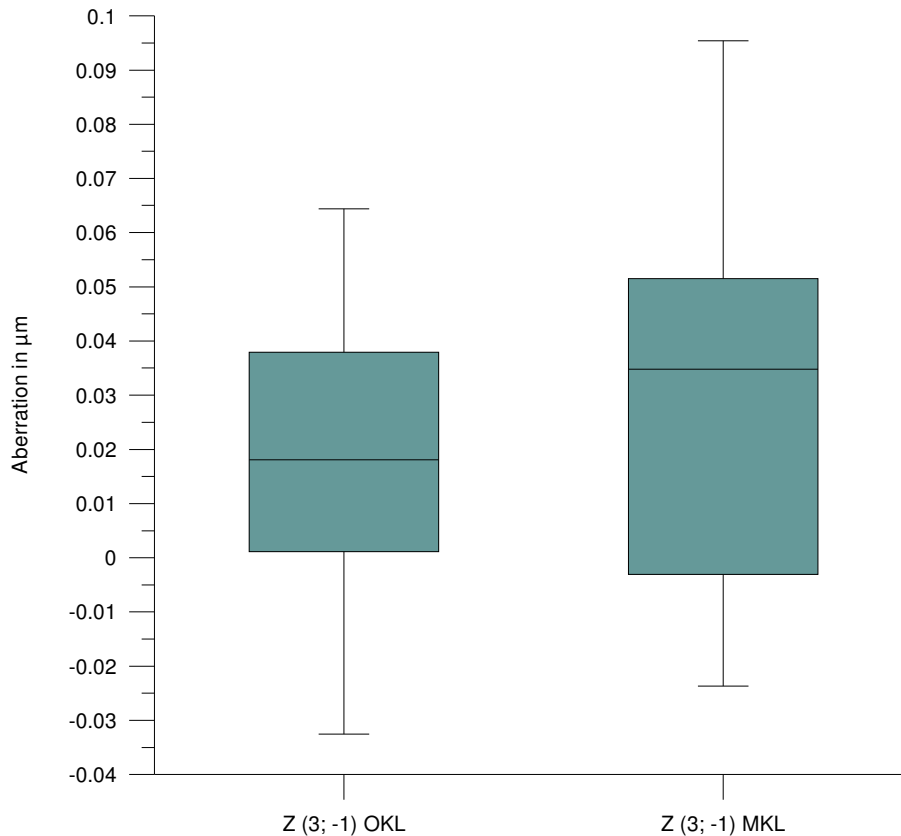


Abbildung 4.12: Boxplot mit Vergleich der Werte des Zernike-Koeffizienten  $Z_3^{-1}$  ohne und mit Kontaktlinse; Pupillendurchmesser = 3 mm;  $p^* = 0,003$  (nach Bonferroni-Holm Adjustierung **nicht signifikant**)

Der Einsatz der weichen Kontaktlinsen führt auch beim Zernike-Koeffizienten  $Z_4^{-4}$  zur Änderung der Aberrationswerte (Abb. 4.13 und 4.14).

9 von 22 Probanden weisen im Balkendiagramm eine entsprechend geringgradige Aberrationsreduktion ohne statistisch relevanten Unterschied auf. Die verbleibenden 13 Probanden steigen während der Messung mit Kontaktlinse im Wert für den Koeffizienten  $Z_4^{-4}$  an, sodass man erneut von einem tendenziellen Verhalten ausgehen muss. Im Balkendiagramm als auch im Boxplot ist zu erkennen, dass vor allem bei  $Z_4^{-4}$  MKL eine hohe Spannweite und infolge dessen auch eine breite Streuung der Werte auftritt.

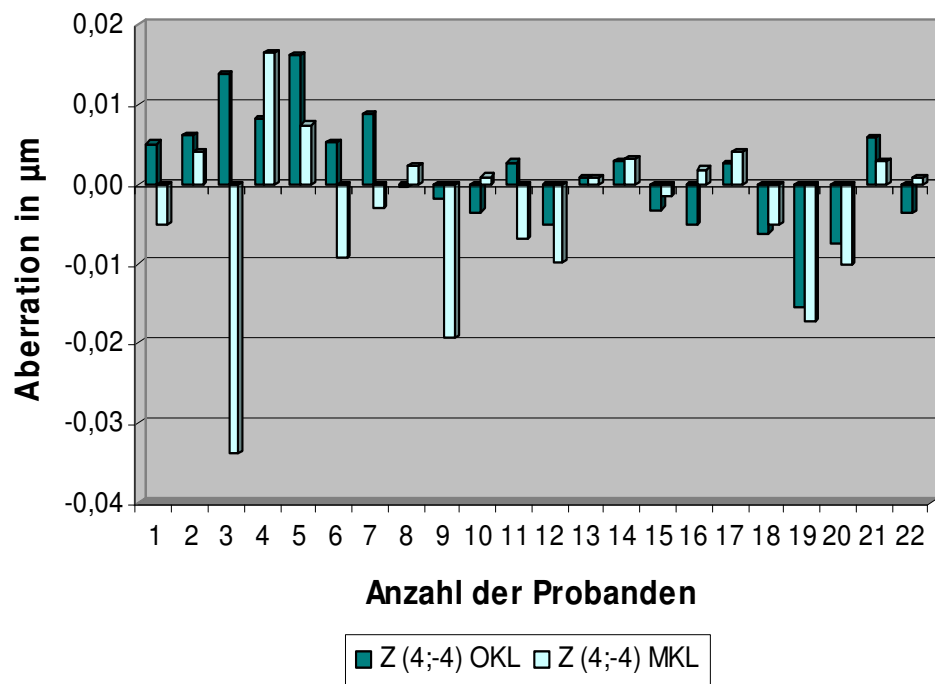


Abbildung 4.13: Verteilung der Messdaten des Zernike-Koeffizienten  $Z_4^{-4}$  ohne und mit Kontaktlinse; Pupillendurchmesser = 3 mm

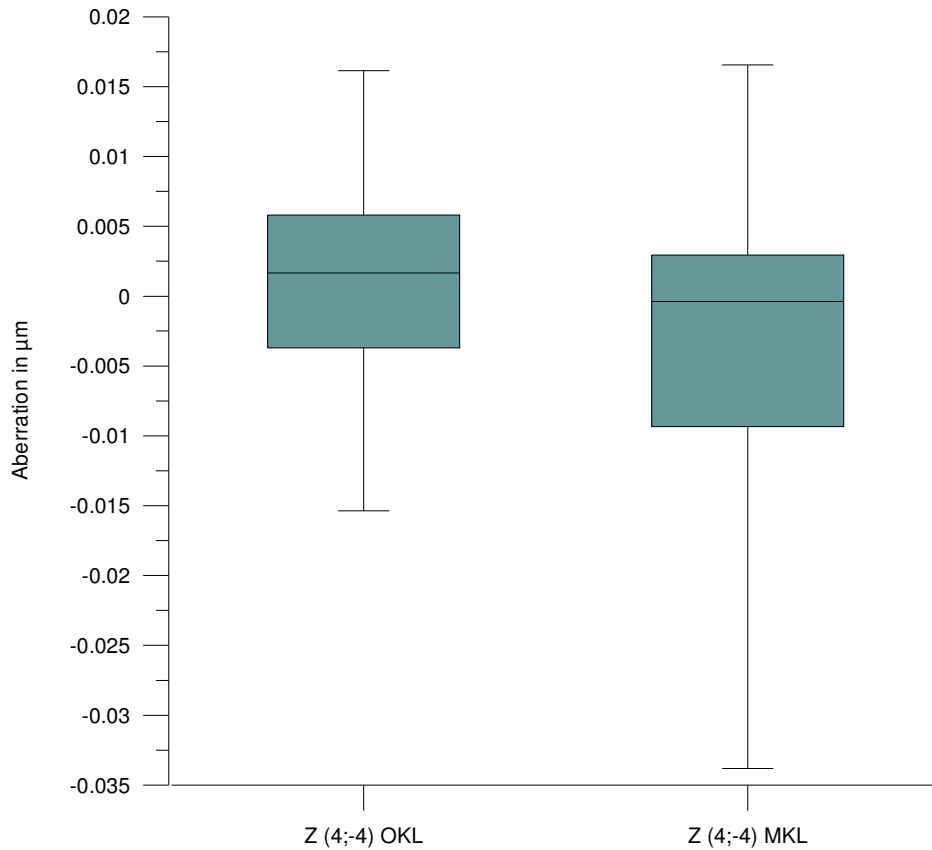


Abbildung 4.14: Boxplot mit Vergleich der Werte des Zernike-Koeffizienten  $Z_4^{-4}$  ohne und mit Kontaktlinse; Pupillendurchmesser = 3 mm;  $p^* = 0,004$  (nach Bonferroni-Holm Adjustierung **nicht signifikant**)

Die sphärische Aberration,  $Z_4^0$ , zeigt mit einem 3-mm-Pupillendurchmesser im Vergleich ohne und mit Kontaktlinse keinen signifikanten Unterschied. Wir finden einen lediglich einen diskreten Versatz des Box-Plots MKL in den negativen Bereich. Bei 12 von 22 Probanden ist ein tendenzieller Anstieg der Aberrationswerte mit Kontaktlinse nachweisbar. Die übrigen 10 Probanden haben ohne Kontaktlinse gleiche oder höhere Werte als mit Kontaktlinse. Einen Überblick liefern die Abbildungen 4.15 und 4.16.

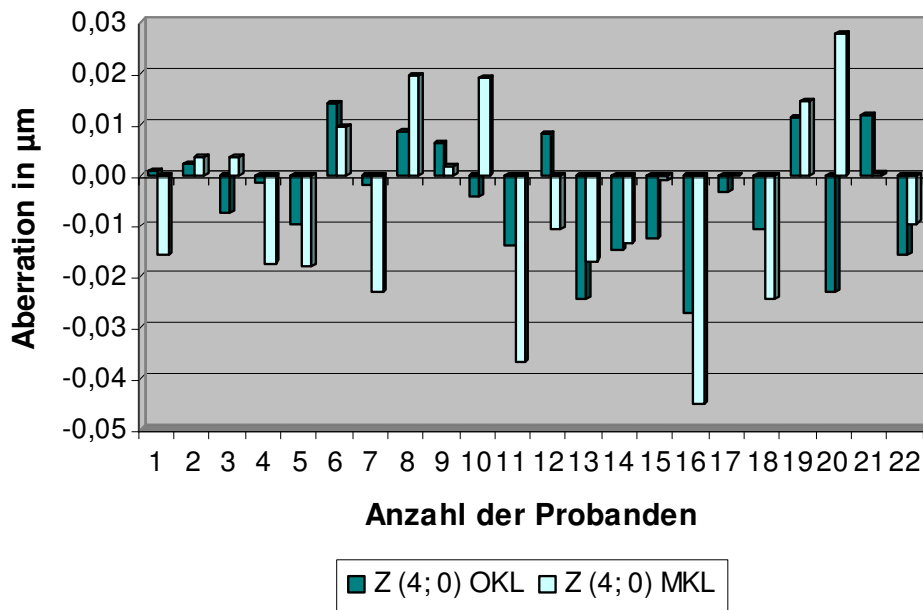


Abbildung 4.15: Verteilung der Messdaten des Zernike-Koeffizienten  $Z_4^0$  ohne und mit Kontaktlinse; Pupillendurchmesser = 3 mm

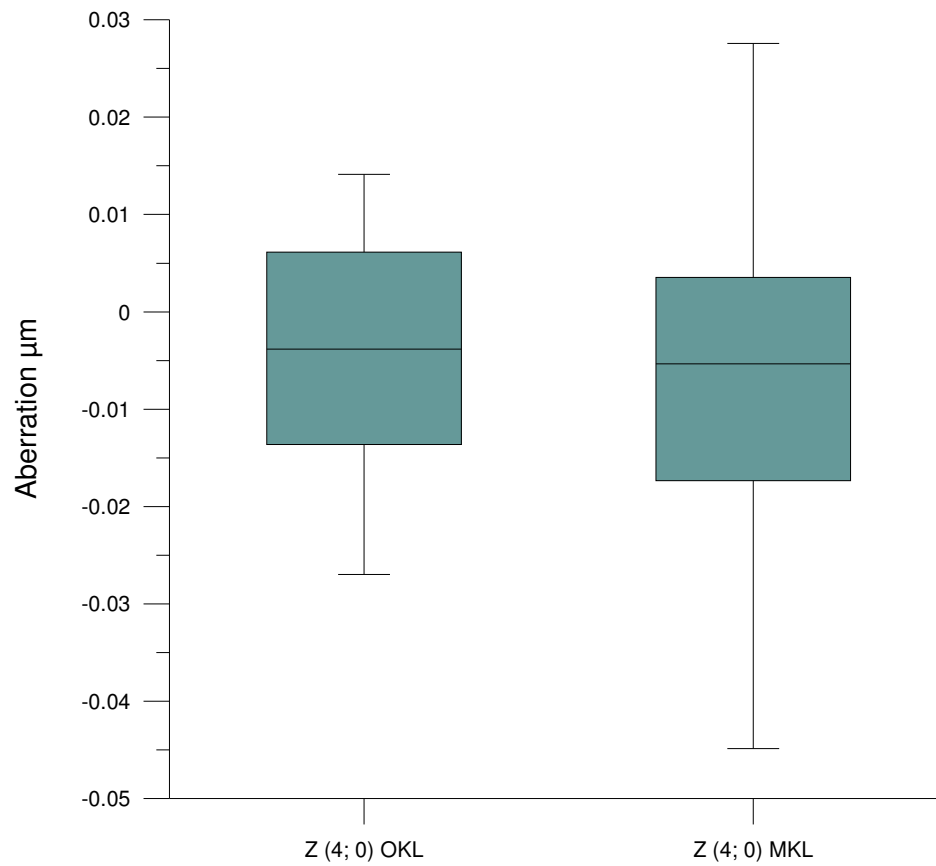


Abbildung 4.16: Boxplot mit Vergleich der Werte des *Zernike-Koeffizienten*  $Z_4^0$  ohne und mit Kontaktlinse; Pupillendurchmesser = 3 mm;  $p^* = 0,008$  (nach Bonferroni-Holm Adjustierung **nicht signifikant**)

---

## 4.2 Ergebnisse der Messreihe 2 (6 mm Pupillendurchmesser)

In der Analyse der Aberrationen niederer und höherer Ordnungen unter der Bedingung eines Referenzpupillendurchmessers von 6 mm lag die Änderung der Aberration ( $\Delta A$ ) aller Zernike-Koeffizienten mit Kontaktlinse gegenüber ohne Kontaktlinse im Mittel bei  $-0,331 \mu\text{m}$  ( $\pm 0,343 \text{ SD}$ ).

Werden bei der Beurteilung der Aberrationen HO die 1. und 2. Zernike-Ordnung vernachlässigt, ergibt sich im Mittel ein  $\Delta A$  von  $0,024 \mu\text{m}$  ( $\pm 0,022 \text{ SD}$ ) in der 3. und ein  $\Delta A$  von  $-0,019 \mu\text{m}$  ( $\pm 0,015 \text{ SD}$ ) in der 4. Zernike-Ordnung.

Die Änderung der Aberration unter MKL- zu OKL-Bedingung ist in Messreihe 2 im statistischen Vergleich (Wilcoxontest) bei den Parametern RMS ab der 2. Ordnung ( $p=0,000089$ ), RMS ab der 3. Ordnung ( $p=0,001162$ ), Gesamt-RMS ( $p=0,000089$ ) sowie den Koeffizienten  $Z_2^0$  ( $p=0,000089$ ),  $Z_3^{-1}$  ( $p=0,003185$ ) und  $Z_4^0$  ( $p=0,000390$ ) signifikant.

Die Messdaten der Zernike-Koeffizienten dieser Messreihe sind in Tabelle 4.3 aufgelistet.



Tabelle 4.3: Datentabelle Messreihe 2

Deskriptive Statistik der Zernike-Koeffizienten; Pupillendurchmesser = 6 mm;

Patientenanzahl  $n = 20$ ;  $p$  = p-Wert der Differenz  $Z_x^{y\text{ MKL}} - Z_x^{y\text{ OKL}}$ ; $p^*$  = signifikanter p-Wert nach Bonferroni-Holm Adjustierung (dunkelblau)

Zernike-Koeffizient	Mittelwert (MW) [ $\mu\text{m}$ ]	Standardabweichung	Differenz MW [ $\mu\text{m}$ ] $\Delta A = Z_x^{y\text{ MKL}} - Z_x^{y\text{ OKL}}$	p	p*
$Z_1^{-1\text{ MKL}}$	0,319004	0,391424	0,192912	0,145400	0,005
$Z_1^{-1\text{ OKL}}$	0,126092	0,395224			
$Z_1^{1\text{ MKL}}$	-0,361240	0,459638	-0,048475	0,601213	0,007
$Z_1^{1\text{ OKL}}$	-0,312765	0,342692			
$Z_2^{-2\text{ MKL}}$	-0,001250	0,238857	-0,010647	0,433048	0,006
$Z_2^{-2\text{ OKL}}$	0,009397	0,226119			
$Z_2^0\text{ MKL}$	0,405741	0,633744	-4,79363	0,000089	0,003*
$Z_2^0\text{ OKL}$	5,199371	1,917123			
$Z_2^{2\text{ MKL}}$	-0,172550	0,353056	0,025758	1,000000	0,05
$Z_2^{2\text{ OKL}}$	-0,198308	0,459070			
$Z_3^{-3\text{ MKL}}$	-0,063785	0,143711	-0,005678	0,331723	0,005
$Z_3^{-3\text{ OKL}}$	-0,058107	0,130550			
$Z_3^{-1\text{ MKL}}$	0,181204	0,182072	0,090373	0,003185	0,004*
$Z_3^{-1\text{ OKL}}$	0,090831	0,142564			
$Z_3^{1\text{ MKL}}$	0,040600	0,109049	0,006216	0,822760	0,025
$Z_3^{1\text{ OKL}}$	0,034384	0,094650			
$Z_3^{3\text{ MKL}}$	-0,018517	0,063522	0,006601	0,654159	0,008
$Z_3^{3\text{ OKL}}$	-0,025118	0,059933			
$Z_4^{-4\text{ MKL}}$	-0,000367	0,036446	-0,005069	0,681322	0,01
$Z_4^{-4\text{ OKL}}$	0,004702	0,038860			
$Z_4^{-2\text{ MKL}}$	-0,002450	0,051176	-0,005214	0,708905	0,013
$Z_4^{-2\text{ OKL}}$	0,002764	0,034360			
$Z_4^0\text{ MKL}$	-0,035403	0,130001	-0,079588	0,000390	0,004*
$Z_4^0\text{ OKL}$	0,044185	0,111398			

Fortsetzung Tabelle 4.3: Datentabelle Messreihe 2

Zernike-Koeffizient	Mittelwert (MW) [μm]	Standard-abweichung	Differenz MW [μm] $\Delta A = Z_x^y \text{ MKL} - Z_x^y \text{ OKL}$	p	p*
$Z_4^2 \text{ MKL}$	-0,006220	0,048195	-0,000957	0,793839	0,017
$Z_4^2 \text{ OKL}$	-0,005263	0,044300			
$Z_4^4 \text{ MKL}$	-0,001462	0,033704	-0,00518	0,125859	0,005
$Z_4^4 \text{ OKL}$	0,003718	0,027073			
Gesamt-RMS MKL	1,568058	0,744017	-29,870858	0,000089	0,003*
Gesamt-RMS OKL	31,438916	22,662182			
RMS MKL ab 3.Ord.	0,321795	0,131025	0,079318	0,001162	0,004*
RMS OKL ab 3.Ord.	0,242477	0,112403			
RMS MKL ab 2.Ord.	0,877143	0,338286	-4,355183	0,000089	0,003*
RMS OKL ab 2.Ord.	5,232326	1,923760			

#### 4.2.1 Datenverteilung der Messreihe 2

In den folgenden Fehlerbalkendiagrammen ist die Streuung der einzelnen Mittelwerte der Zernike-Koeffizienten und der RMS-Werte dargestellt.

Abbildung 4.17 gibt die Streuung der Werte ohne Kontaktlinse wieder. Mit Ausnahme des Koeffizienten  $Z_2^0$  ( $= Z_{P2\_0\_OKL}$ ), des Gesamt-RMS ( $= \text{RMS OKL}$ ) und des RMS ab der 2. Ordnung ( $= \text{RMSok ab der 2. Ord.}$ ) befinden sich alle anderen Parameter um Null. Der Gesamt-RMS OKL erreicht einen Betrag von  $32,4 \mu\text{m}$  mit einer ausgeprägten Spannweite.  $Z_2^0$  und der RMS ab der 2. Ordnung liegen beide im Niveau von  $5,2 \mu\text{m}$ .

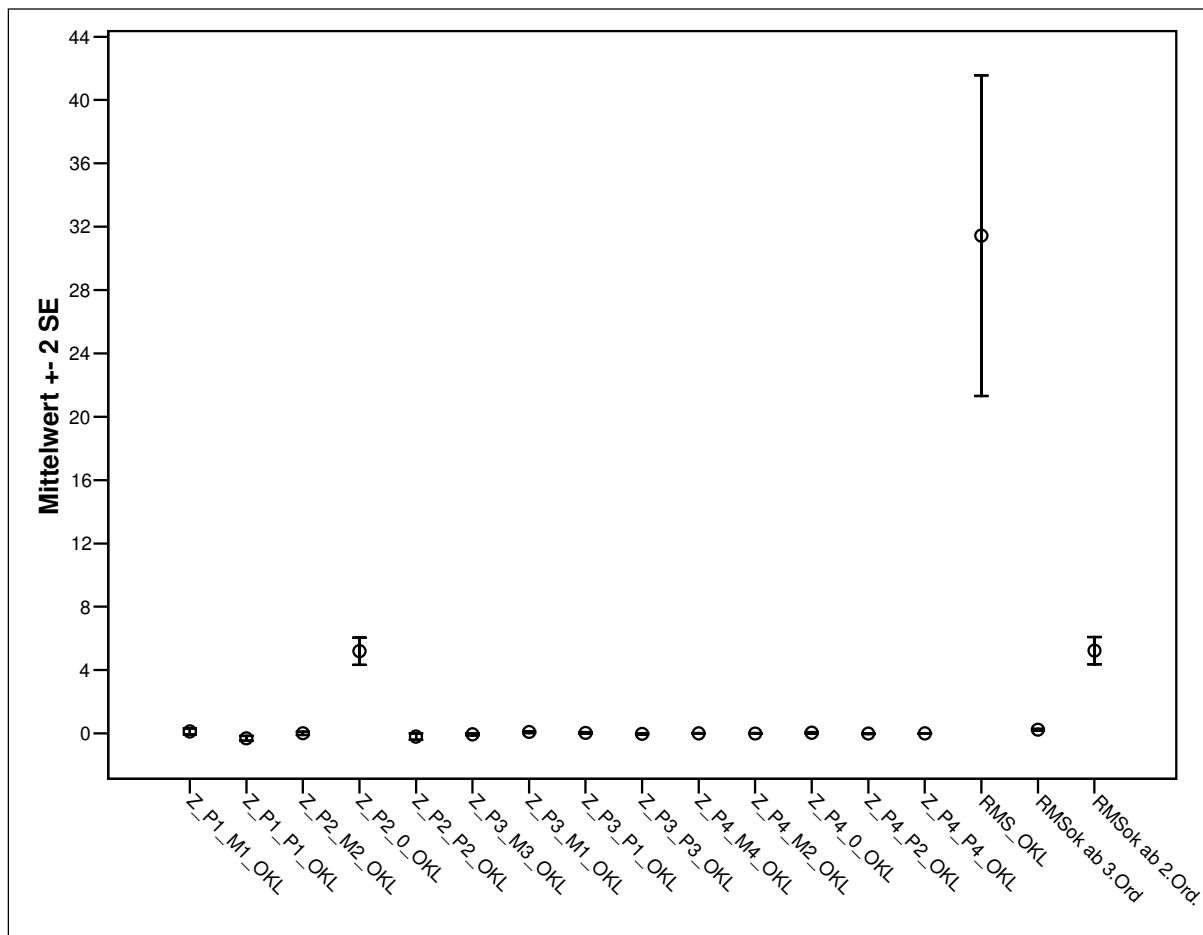


Abbildung 4.17: Fehlerbalkendiagramm der Zernike-Koeffizienten der 1. bis 4. Ordnung **ohne Kontaktlinse**; Fehlerbalken entsprechen dem Standardfehler des Mittelwertes; Pupillendurchmesser = 6 mm

Im Fehlerbalkendiagramm der Darstellung mit Kontaktlinse zeigt sich geringeres Skalenniveau, insbesondere durch einen deutlich niedrigeren Gesamt-RMS-Wert ( $1,6\ \mu\text{m}$ ) in Bezug zur OKL-Bedingung (Abb. 4.18).

Auffällig ist, dass auch hier der Gesamt-RMS vom Niveau der übrigen Koeffizienten „ausreißt“. Das Koeffizientenniveau liegt ähnlich wie in Diagramm 4.17 im Wertebereich um Null. Schwankungen treten innerhalb der 1. und 2. Zernike-Ordnungen als auch im RMS ab der 2. und ab der 3. Ordnung auf.

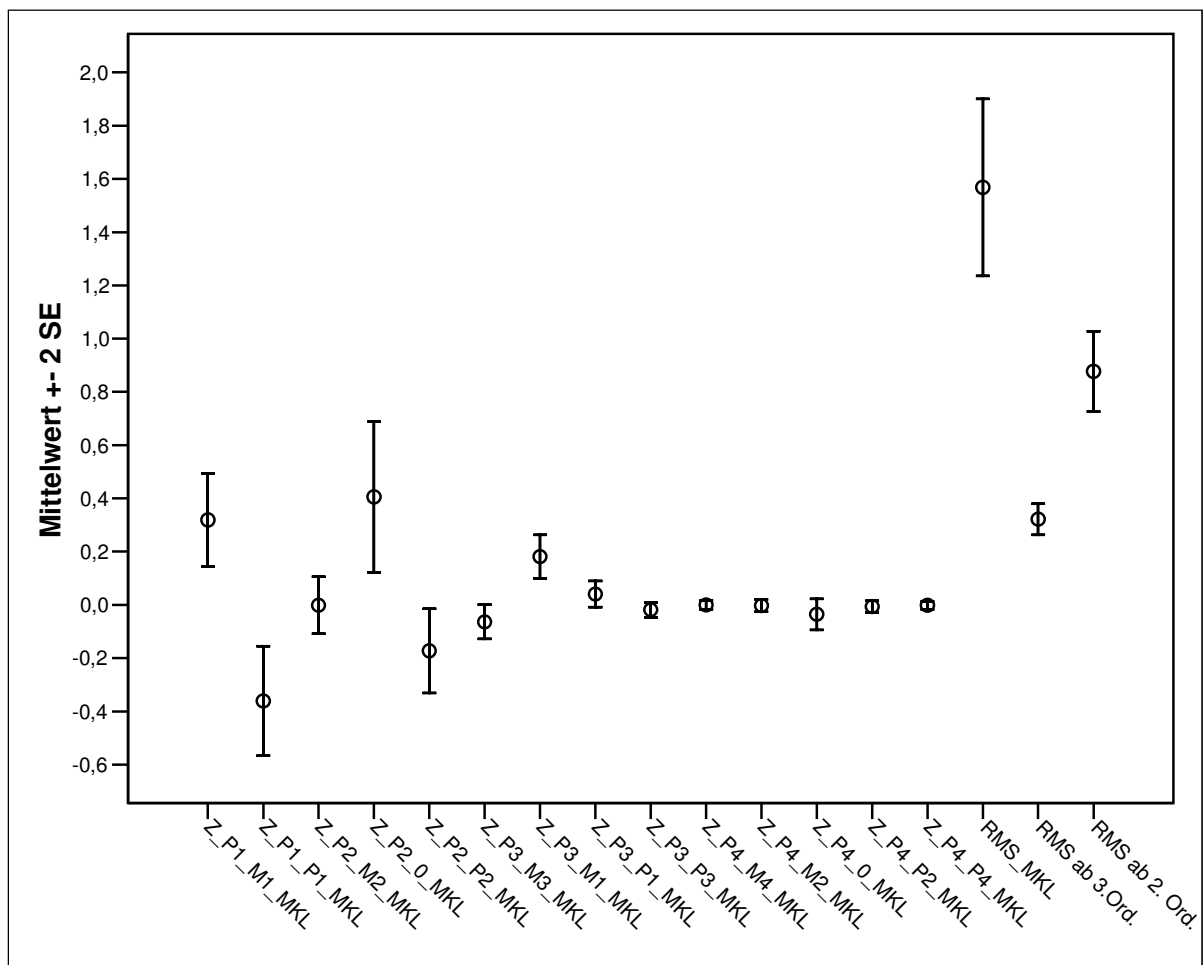


Abbildung 4.18: Fehlerbalkendiagramm der Werte der Zernike-Koeffizienten der 1. bis 4. Ordnung **mit Kontaktlinse**; Fehlerbalken entsprechen dem Standardfehler des Mittelwertes; Pupillendurchmesser = 6 mm

---

#### 4.2.2 Die RMS-Werte der Messreihe 2

In der Analyse der RMS-Werte finden sich bei dem Parameter Gesamt-RMS OKL ausgeprägt hohe Aberrationswerte mit Spitzen nahe 90,0  $\mu\text{m}$  (Abb. 4.19: Probanden 14 und 17 und Abb. 4.20). Markant ist im Gegensatz dazu der Einfluss der Kontaktlinse. Der Gesamt-RMS MKL zeigt einheitlich niedrige Aberrationswerte mit geringer Streuung an (Abb. 4.19 und 4.20).

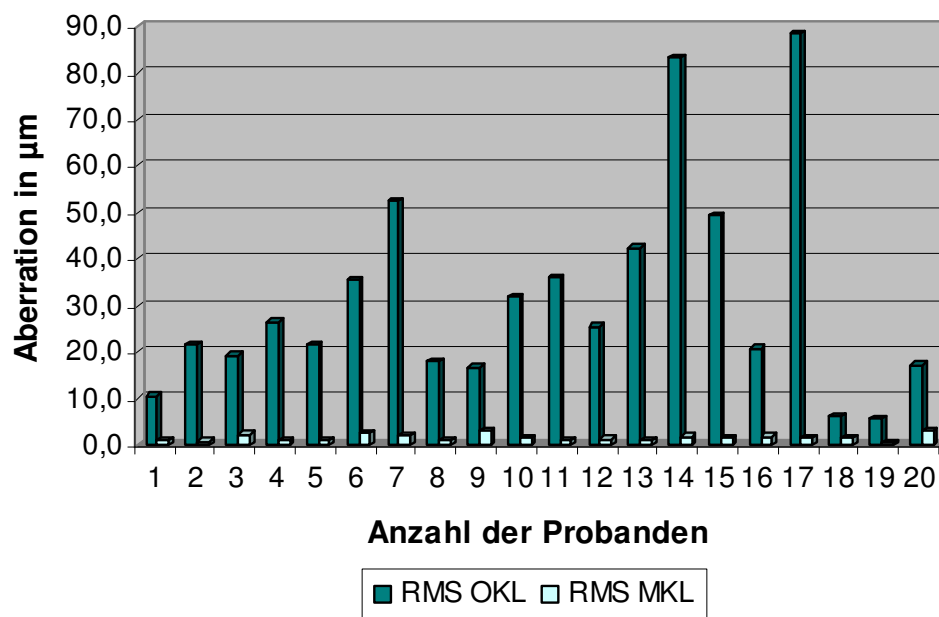


Abbildung 4.19: Verteilung der Messdaten des Gesamt-RMS ohne und mit Kontaktlinse; Pupillendurchmesser = 6 mm

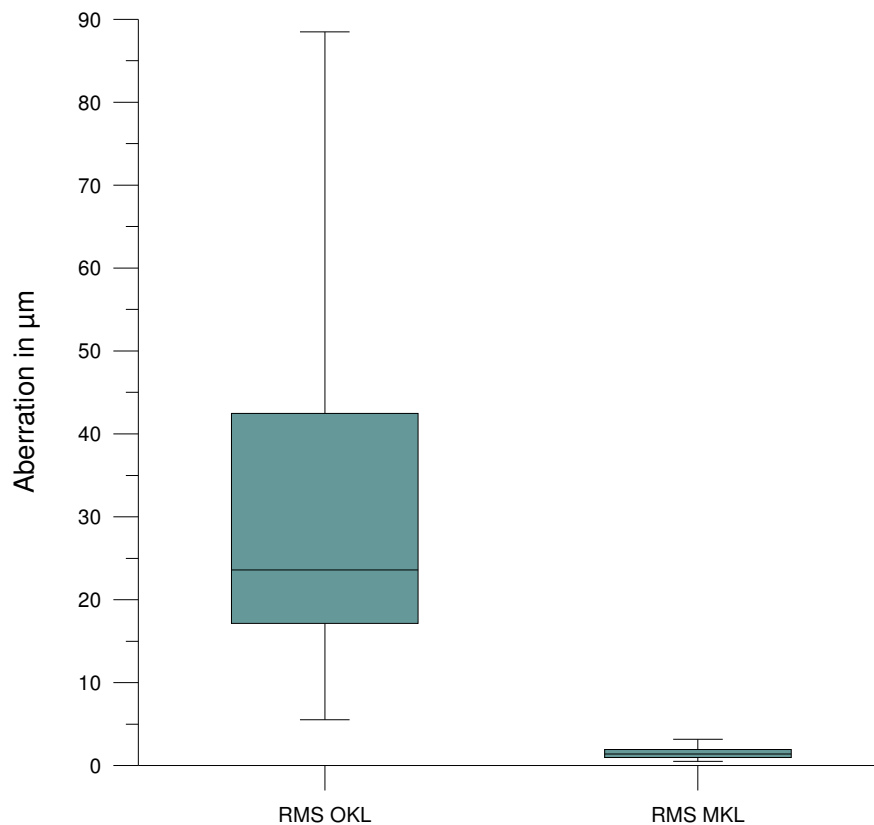


Abbildung 4.20: Boxplot mit Vergleich der RMS-Werte ab der *1. Zernike-Ordnung*/ *Gesamt-RMS* (enthält die Zernike-Koeffizienten der 1. bis 4. Ordnung) ohne und mit Kontaktlinse; Pupillendurchmesser = 6 mm;  $p^* = 0,003$  (nach Bonferroni-Holm Adjustierung **signifikant**)

Entfällt der Einfluss der 1. Ordnung sinken die Beträge der Aberration unter OKL-Bedingungen auf einen Bereich von 2,0 bis 9,5  $\mu\text{m}$ . Wie auch in der Darstellung des Gesamt-RMS (Abb. 4.19 und 4.20) sind bei dem RMS ab der 2. Ordnung stets niedrigere Aberrationswerte mit geringer Streuung unter MKL-Bedingungen zu finden (Abb. 4.21 und 4.22).

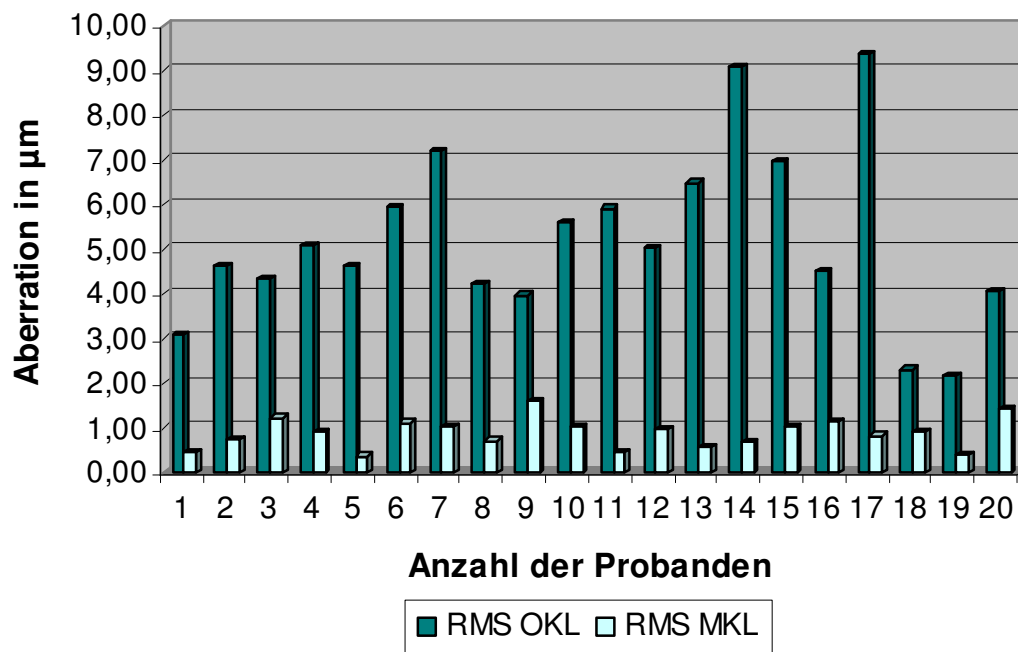


Abbildung 4.21: Verteilung der Messdaten des RMS ab der 2. Zernike-Ordnung (enthält die Zernike-Koeffizienten der 2. bis 4. Ordnung) ohne und mit Kontaktlinse; Pupillendurchmesser = 6 mm

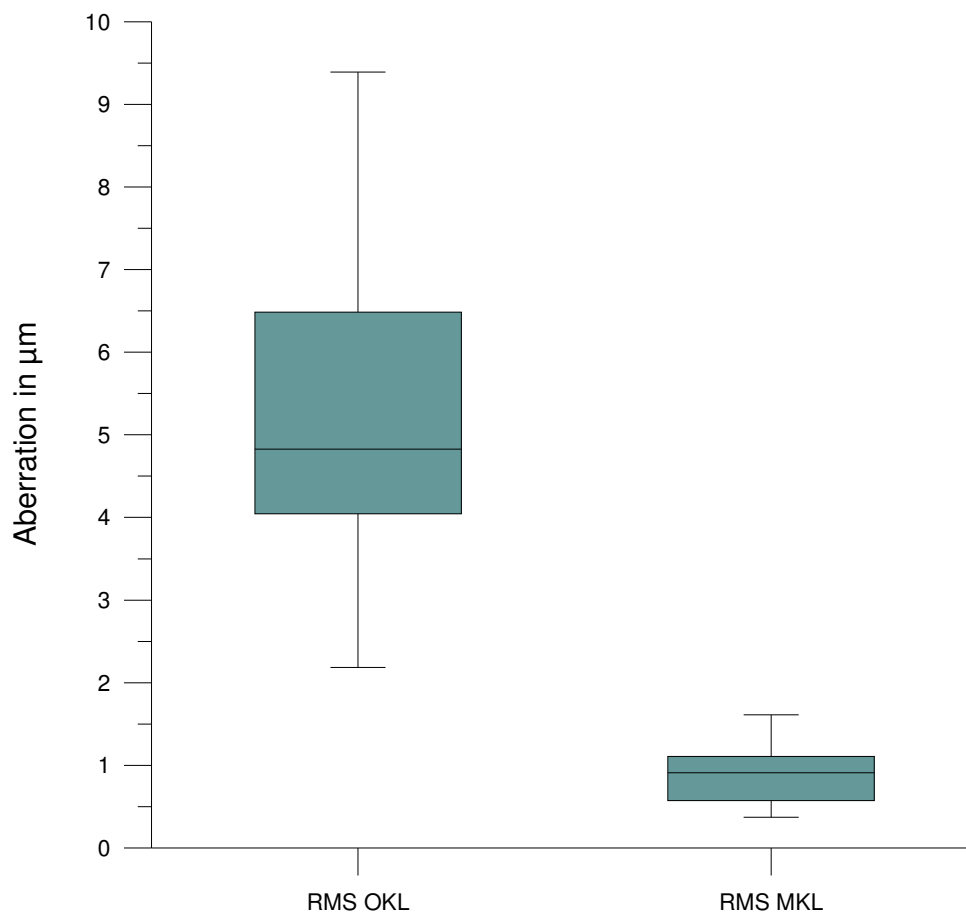


Abbildung 4.22: Boxplot mit Vergleich des RMS-Wertes ab der 2. *Zernike-Ordnung* (enthält die Zernike-Koeffizienten der 2. bis 4. Ordnung) ohne und mit Kontaktlinse; Pupillendurchmesser = 6 mm;  $p^* = 0,003$  (nach Bonferroni-Holm Adjustierung **signifikant**)

Wird nun der Schwerpunkt auf die Aberrationen der höheren Ordnung gelegt, präsentiert sich uns ein neues Bild (Abb. 4.23 und 4.24).

Die Messung des RMS ab der 3. Ordnung erreicht nur noch Maximalwerte um  $0,6 \mu\text{m}$  unter MKL-Bedingungen. Die Mehrzahl der Probanden zeigt im Balkendiagramm höhere Aberrationen mit Kontaktlinse als ohne. Wir können einen signifikanten aberrationsinduzierenden Effekt durch den Einfluss der Kontaktlinsen nachweisen. Als Ausnahmen kommen die Probanden 1, 2 und 5 in Betracht. Der Unterschied zwischen der OKL- und MKL-Bedingung stellt sich auch im dazu gehörigen Boxplot (Abb. 4.24) dar. Die Box des RMS MKL ab der 3. Ordnung umfasst einen größeren Wertebereich mit höheren Beträgen der Aberration. Die Spannweite ist bei beiden Plots ähnlich.



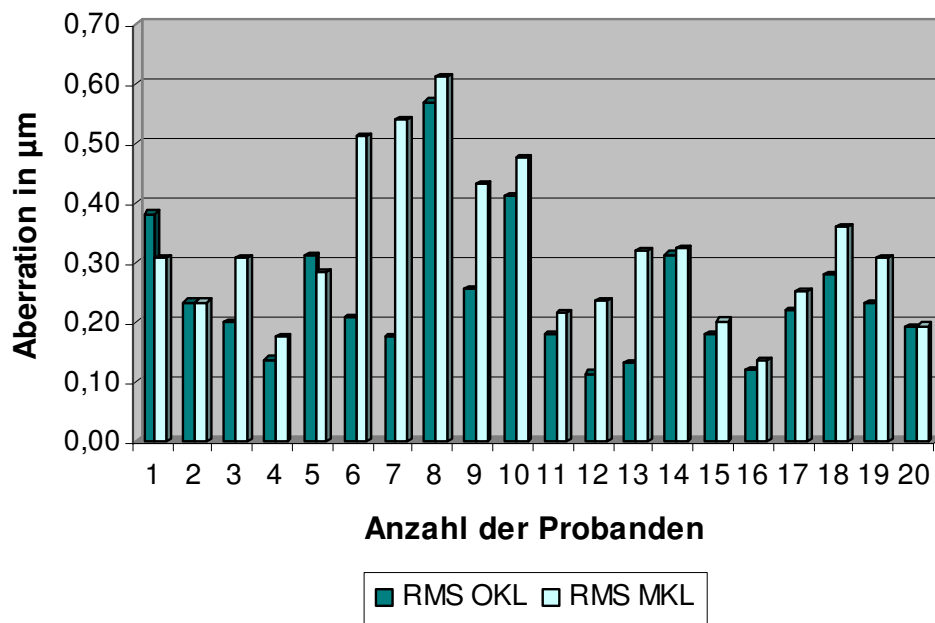


Abbildung 4.23: Verteilung der Messdaten des RMS ab der 3. Zernike-Ordnung (enthält die Zernike-Koeffizienten der 3. und 4. Ordnung) ohne und mit Kontaktlinse; Pupillendurchmesser = 6 mm

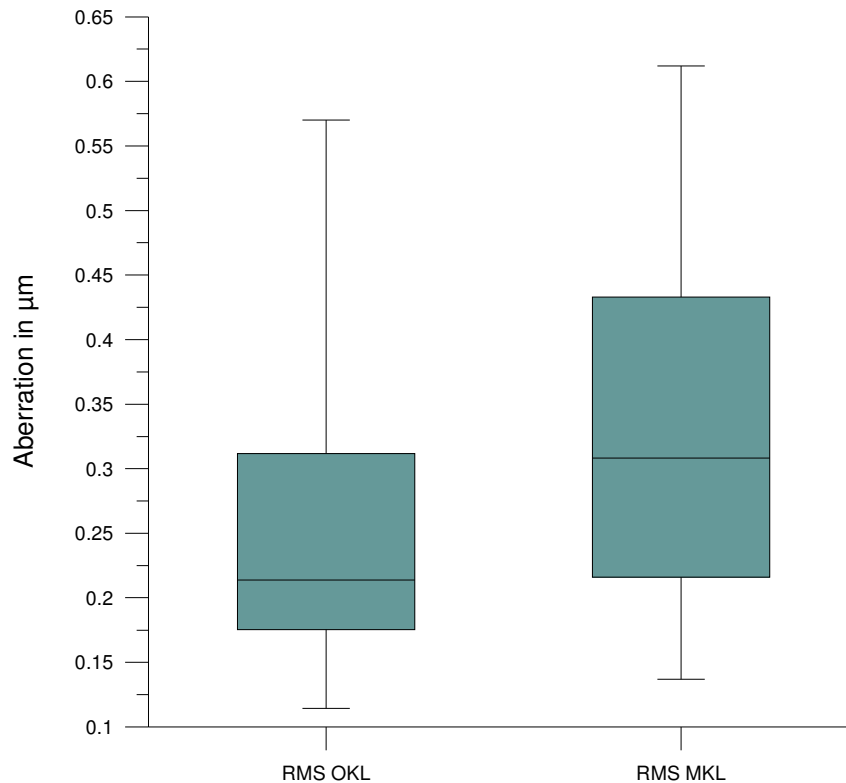


Abbildung 4.24: Boxplot mit Vergleich des RMS-Wertes ab der 3. Zernike-Ordnung (enthält die Zernike-Koeffizienten der 3. und 4. Ordnung) ohne und mit Kontaktlinse; Pupillendurchmesser = 6 mm;  $p^* = 0,004$  (nach Bonferroni-Holm Adjustierung **signifikant**)

#### 4.2.3 Die Zernike-Koeffizienten HO der Messreihe 2

In der differenzierten Betrachtung einzelner Koeffizienten ist festzustellen, dass nur die Zernike-Koeffizienten Koma,  $Z_3^{-1}$  (Abb. 4.27, 4.28), und sphärische Aberration,  $Z_4^0$  (Abb. 4.31, 4.32), in der Auswertung der Aberrationen mit einem 6-mm-Pupillendurchmesser signifikant sind. Die weiterhin betrachteten Parameter  $Z_3^{-3}$  (Abb. 4.25, 4.26) und  $Z_4^{-4}$  (Abb. 4.29, 4.30) tendieren zu einer Erhöhung der Aberrationen unter Einfluss der Kontaktlinse, weisen aber keine statistische Signifikanz auf. Die Mehrzahl der Messwerte von  $Z_3^{-3}$  liegen im negativen Bereich, wobei Maximalwerte bis ca.  $-0,4 \mu\text{m}$  mit Kontaktlinse erreicht werden können. 13 der 20 Probanden besitzen diskret erhöhte Aberrationswerte unter MKL-Bedingung.

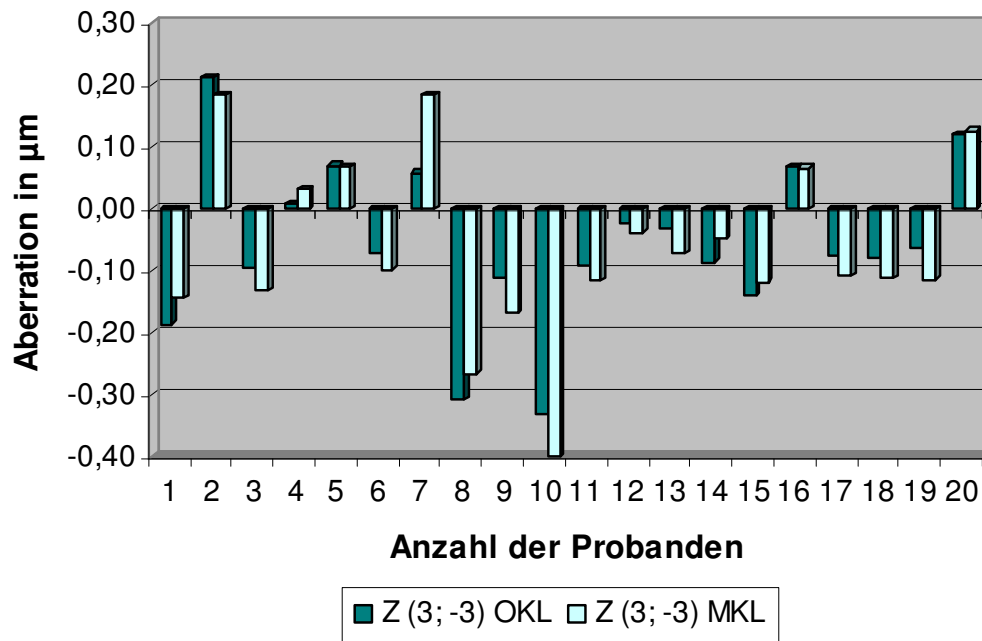


Abbildung 4.25: Verteilung der Messdaten des Zernike-Koeffizienten  $Z_3^{-3}$  ohne und mit Kontaktlinse; Pupillendurchmesser = 6mm

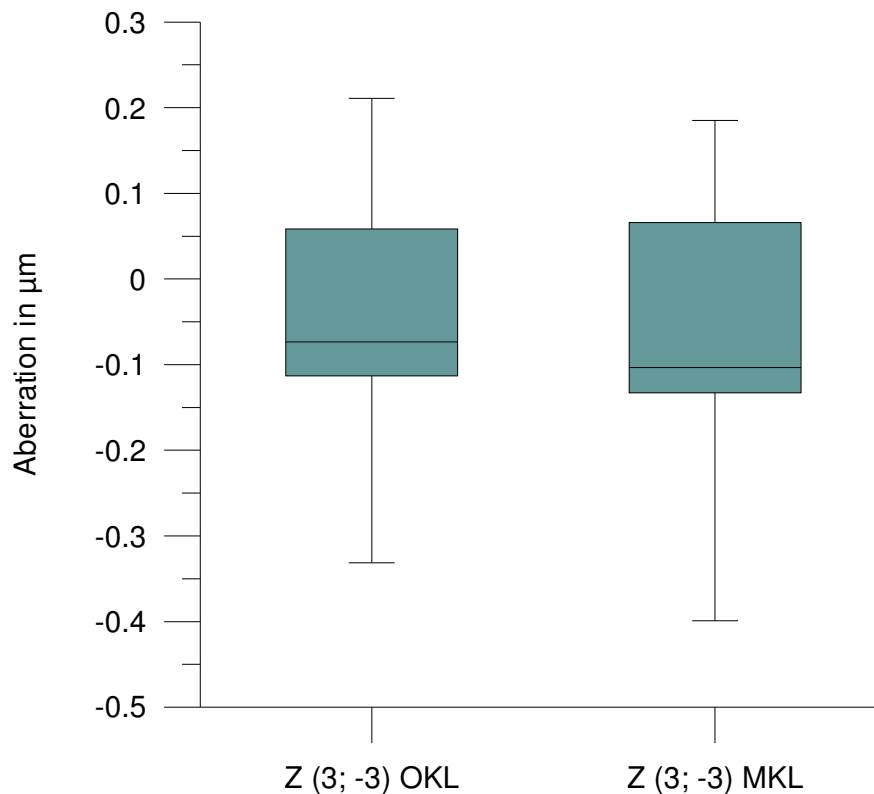


Abbildung 4.26: Boxplot mit Vergleich der Werte des Zernike-Koeffizienten  $Z_3^{-3}$  ohne und mit Kontaktlinse; Pupillendurchmesser = 6 mm;  $p = 0,005$  (nach Bonferroni-Holm Adjustierung **nicht signifikant**)

In der Analyse des Koeffizienten  $Z_3^{-1}$ , der Koma, findet sich häufig eine Erhöhung der Aberration während der Messung mit Kontaktlinsen. Auffällig ist, dass die Aberration ohne Kontaktlinse meist positiv, die Aberration mit Kontaktlinse beim entsprechenden Probanden jedoch einen negativen Wert annimmt (Abb. 4.27). Im Boxplot (Abb. 4.28) ist eine relativ große Spannweite und schiefe Lage des Medians innerhalb der Box zu erkennen. Das Maximum mit Kontaktlinse beträgt  $\sim -0,4 \mu\text{m}$  bei Proband Nr.10.

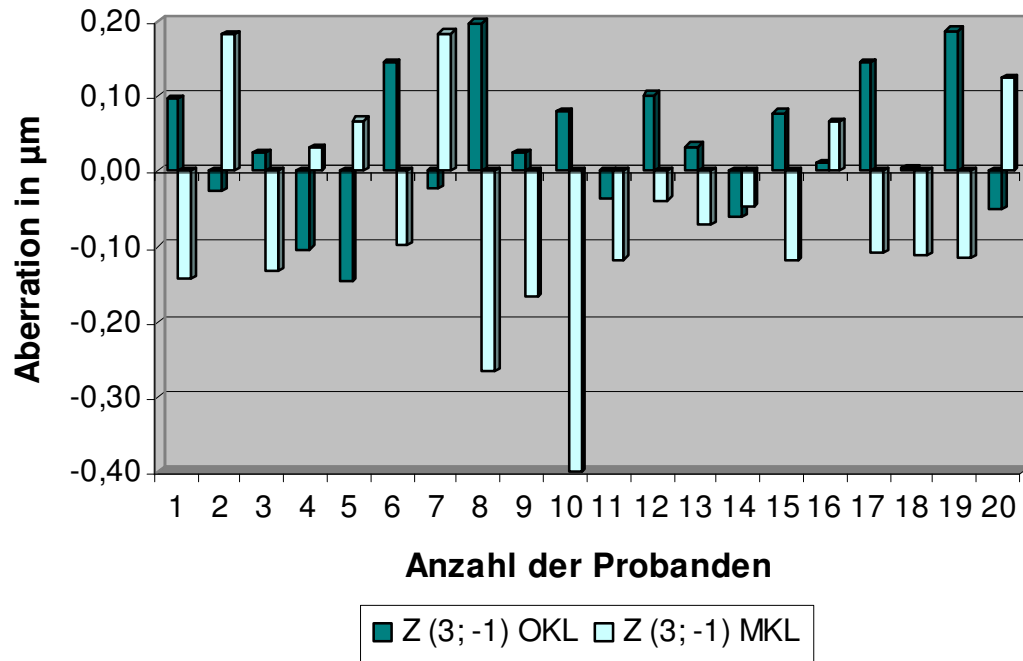


Abbildung 4.27: Verteilung der Messdaten des Zernike-Koeffizienten  $Z_3^{-1}$  ohne und mit Kontaktlinse; Pupillendurchmesser = 6 mm

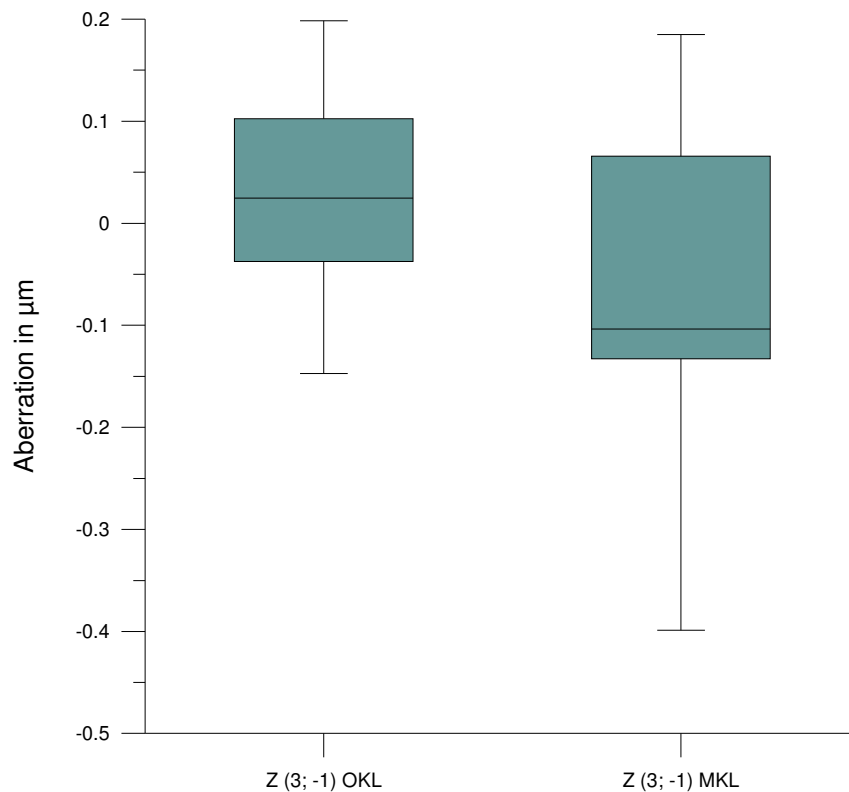


Abbildung 4.28: Boxplot mit Vergleich der Werte des Zernike-Koeffizienten  $Z_3^{-1}$  ohne und mit Kontaktlinse; Pupillendurchmesser = 6 mm;  $p^* = 0,004$  (nach Bonferroni-Holm Adjustierung **signifikant**)

Im Boxplot-Diagramm des Koeffizienten  $Z_4^{-4}$  (Abb. 4.30) sind zwei fast identische Plots mit ähnlichen Wertebereichen zu erkennen. Das Balkendiagramm liefert das Bild einer diffusen Verteilung der Aberrationen, die sowohl im negativen als auch positiven Bereich auftreten. Der Maximalwert liegt bei  $\sim -0,1 \mu\text{m}$  für die OKL- und MKL-Bedingung (Abb. 4.29, Proband 10).

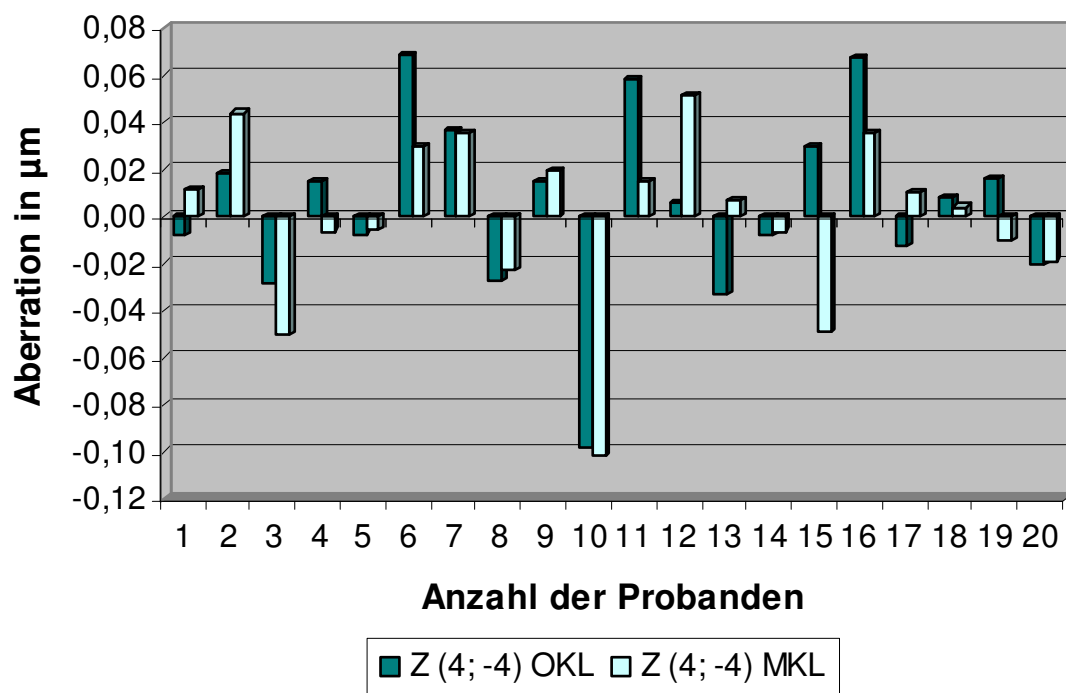


Abbildung 4.29: Verteilung der Messdaten des Zernike-Koeffizienten  $Z_4^{-4}$  ohne und mit Kontaktlinse; Pupillendurchmesser = 6 mm

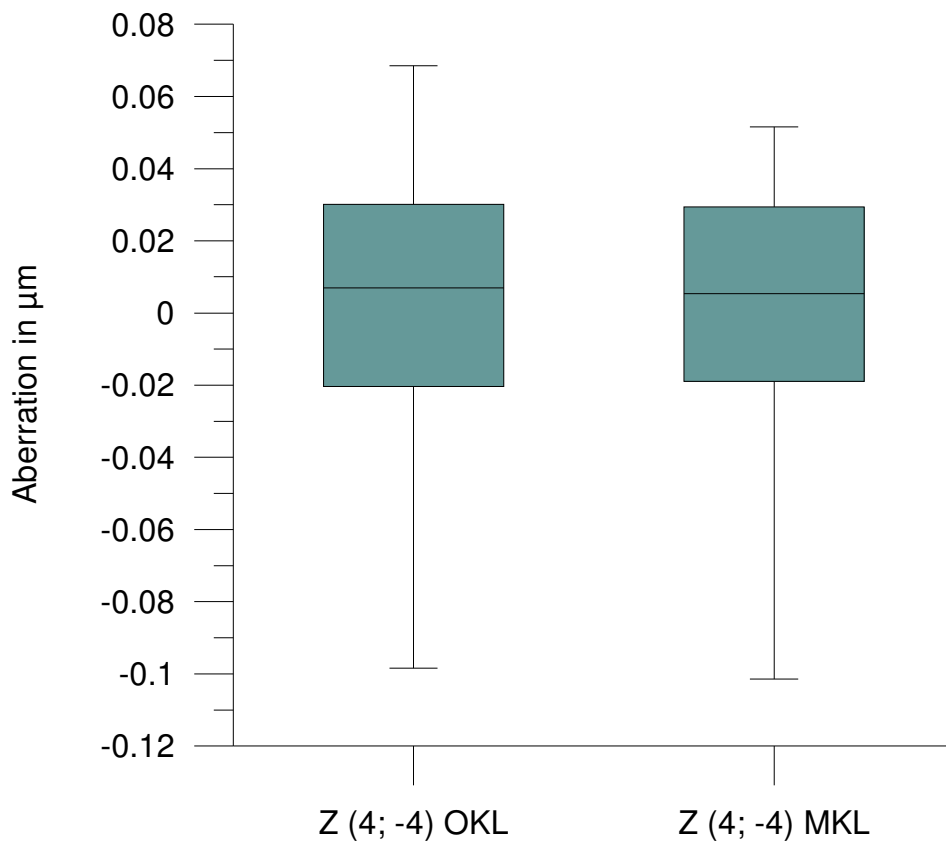


Abbildung 4.30: Boxplot mit Vergleich der Werte des Zernike-Koeffizienten  $Z_4^{-4}$  ohne und mit Kontaktlinse; Pupillendurchmesser = 6 mm;  $p = 0,01$  (nach Bonferroni-Holm Adjustierung **nicht signifikant**)

In der Beurteilung der sphärischen Aberration,  $Z_4^0$ , ist ein signifikanter Unterschied zwischen der OKL- und MKL-Bedingung zugunsten der Letzteren festzustellen. Die Mehrzahl der Probanden zeigt eine Erhöhung der Aberrationswerte mit Kontaktlinse, wobei ein Maximalwert von mehr als  $-0,4 \mu\text{m}$  erreicht wird (Abb. 4.31, Proband 14). 8 der 20 Probanden weisen trotz Kontaktlinseneinfluss keine Aberrationserhöhung auf (Probanden 2, 3, 5, 7, 9, 13, 18, 20).

Im Boxplot-Diagramm (Abb. 4.32) stellt sich im Plot des  $Z_4^0$  MKL eine größere Spannweite und ein schief liegender Median dar. Insgesamt erfolgt eine Verschiebung der Messdaten mit Kontaktlinse Richtung x-Achse, teilweise in den negativen Bereich.



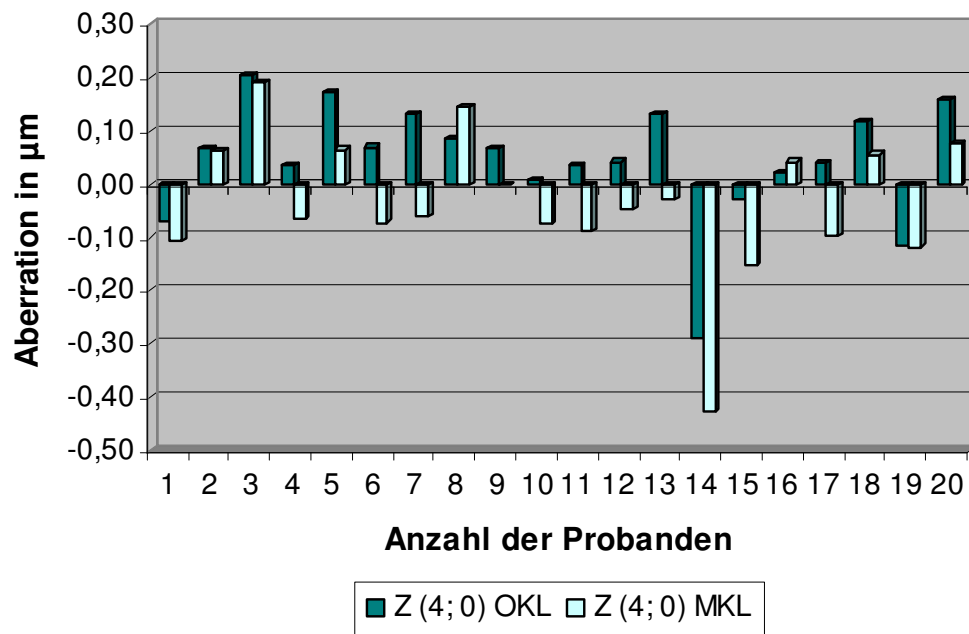


Abbildung 4.31: Verteilung der Messdaten des Zernike-Koeffizienten  $Z_4^0$  ohne und mit Kontaktlinse; Pupillendurchmesser = 6 mm

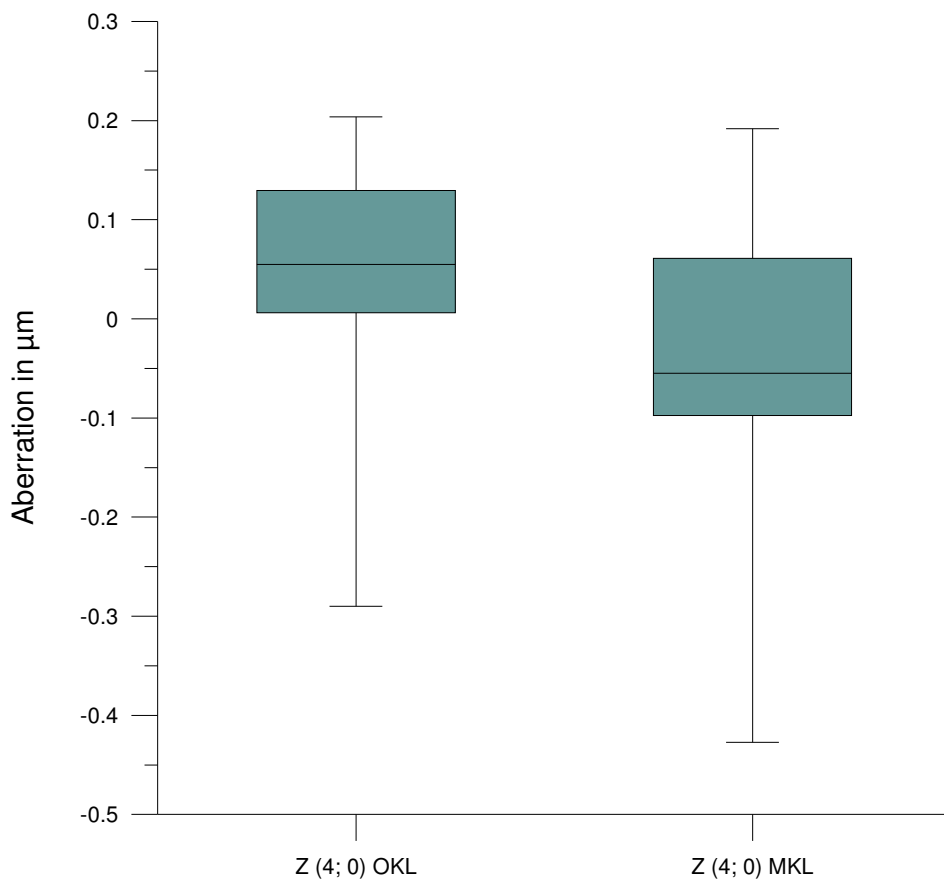


Abbildung 4.32: Boxplot mit Vergleich der Werte des Zernike-Koeffizienten  $Z_4^0$  ohne und mit Kontaktlinse; Pupillendurchmesser = 6 mm;  $p^* = 0,004$  (nach Bonferroni-Holm Adjustierung **signifikant**)

### 4.3 Ergebnisse Messreihe 3: Aberrationen im 5- und 31-Tage-Verlauf

In der folgenden Übersicht sind die Monats- und Wochenverläufe des Gesamt-RMS, des RMS ab der 3. Ordnung sowie der Koeffizienten Koma und sphärische Aberration dargestellt, gemessen an einem Probanden gemäß der in Abschnitt 3.7 beschriebenen Durchführung.

Im Verlaufsdiagramm des Gesamt-RMS (Abb. 4.33) pegeln sich die Aberrationswerte ohne Kontaktlinse auf einem Niveau um  $2,0 \mu\text{m}$  ein. Sie sind fast doppelt so groß, als unter dem Ausgangswert mit KL (schwarzes Quadrat).

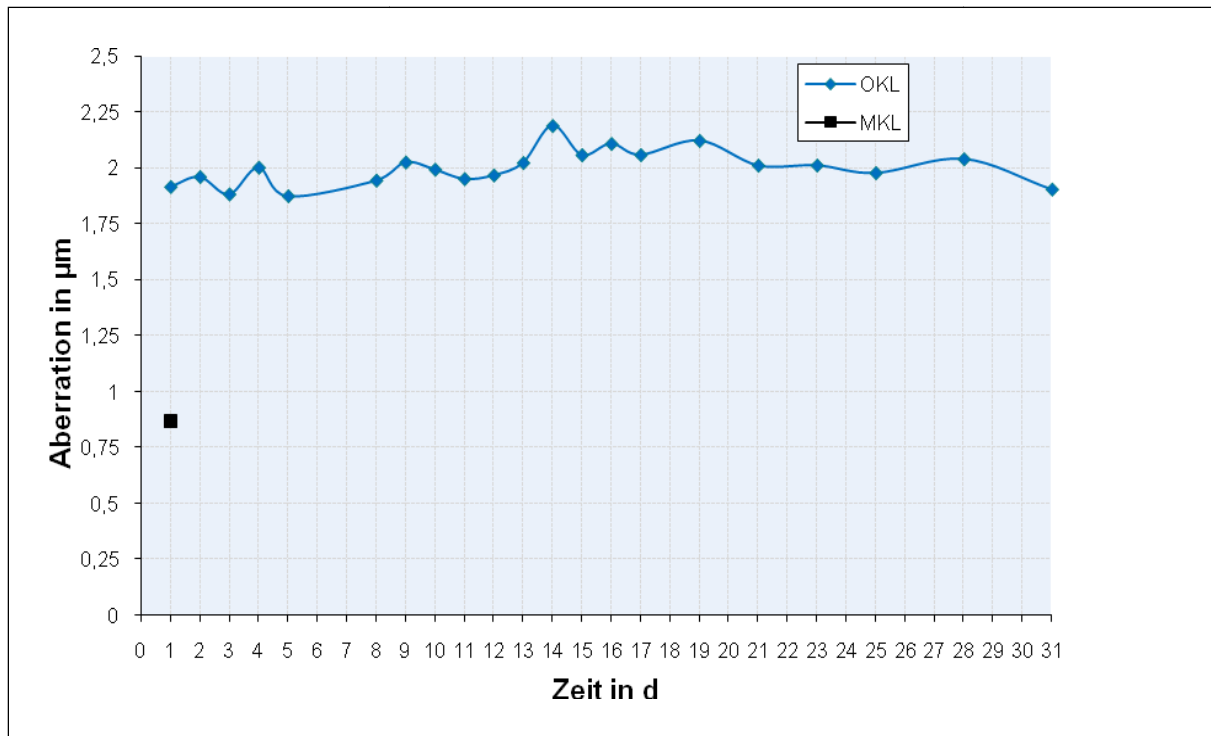


Abbildung 4.33: *RMS der 1. Zernike-Ordnung* im Monatsverlauf

Der RMS HO (Abb. 4.34) zeigt ein entsprechend niedrigeres Wertenniveau von 0,5 bis 0,63  $\mu\text{m}$  im Gegensatz zum Ausgangswert MKL (0,75  $\mu\text{m}$ ). Abbildung 4.35 gibt einen Überblick der ersten 5 Tage des Gesamt-RMS und dem RMS ab der 3. Ordnung im Vergleich. Auffällig ist hier ein jeweiliger Anstieg der Aberrationen ohne KL mit einem nachfolgenden leichten Abfall vom ersten auf den zweiten Tag. Danach stellen sich beide Werte auf einem konstanten Niveau ein.

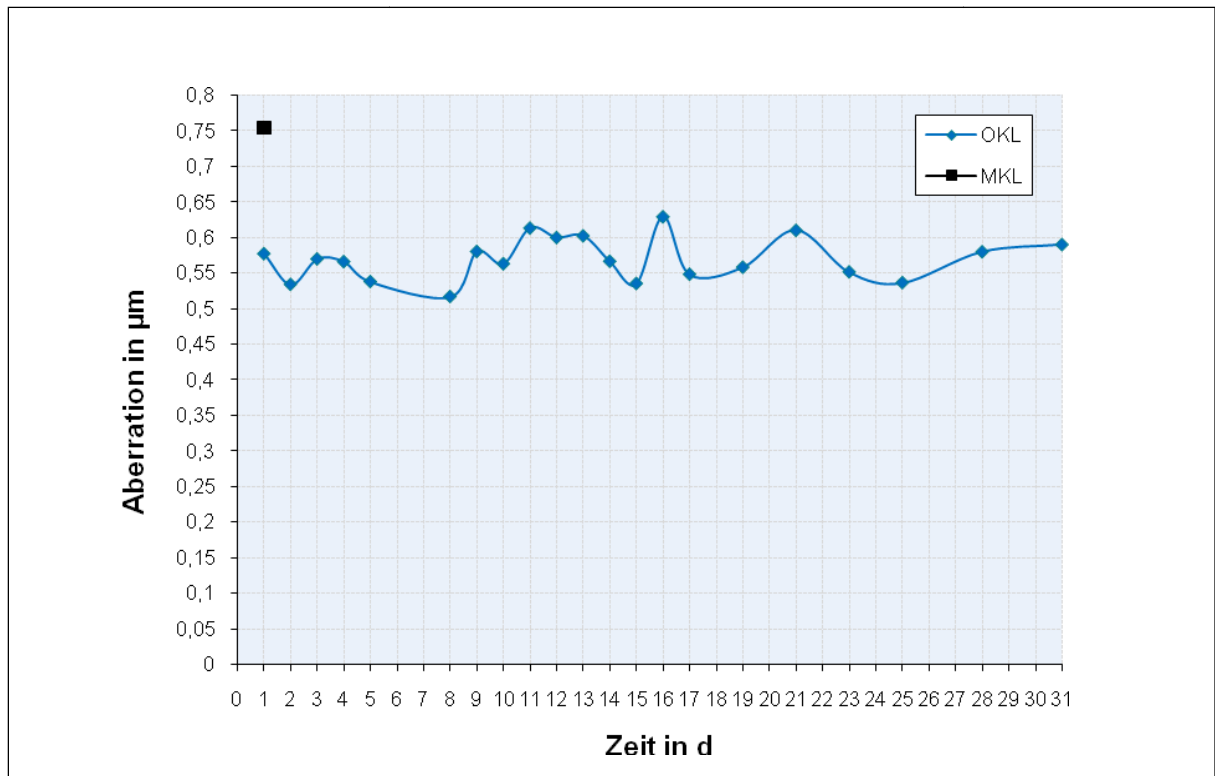


Abbildung 4.34: *RMS HO* im Monatsverlauf

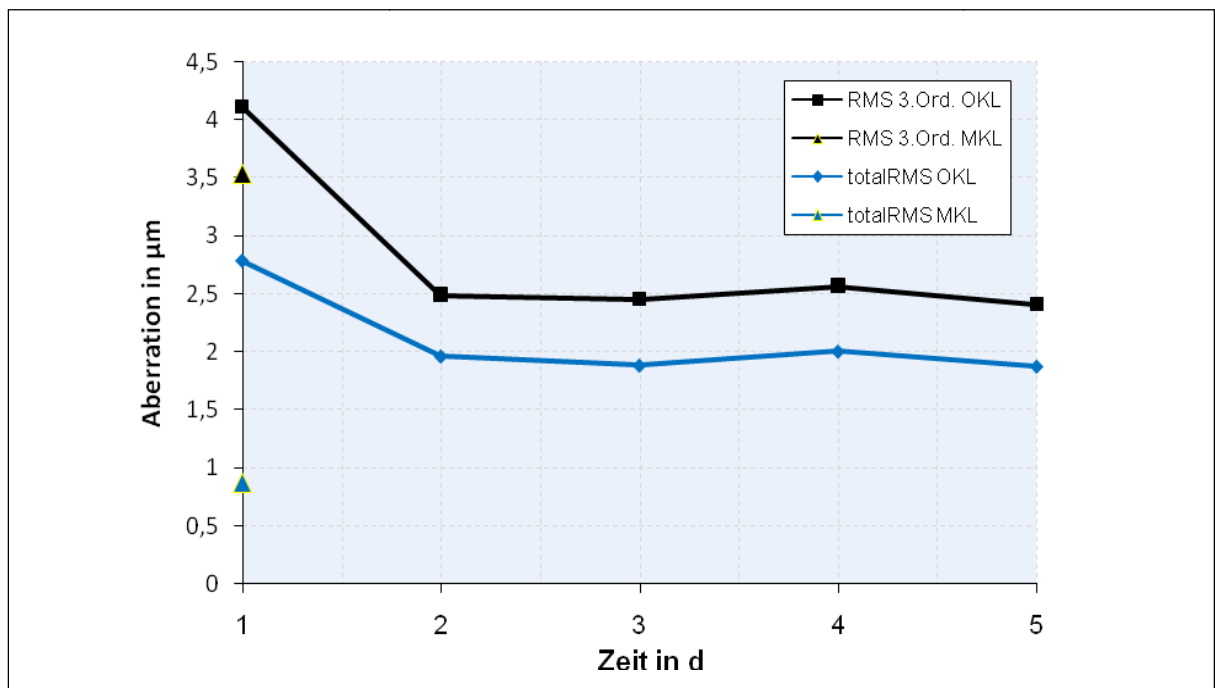


Abbildung 4.35: *Gesamt-RMS* und *RMS HO* im 5-Tagesverlauf

Im Monatsverlauf zeigt die sphärische Aberration eine relativ hohe intraindividuelle Schwankungsbreite. Steigen die Werte OKL anfangs um die Hälfte an, so erreichen sie gegen Mitte des Monats fast wieder den Ausgangswert MKL (Abb. 4.36).

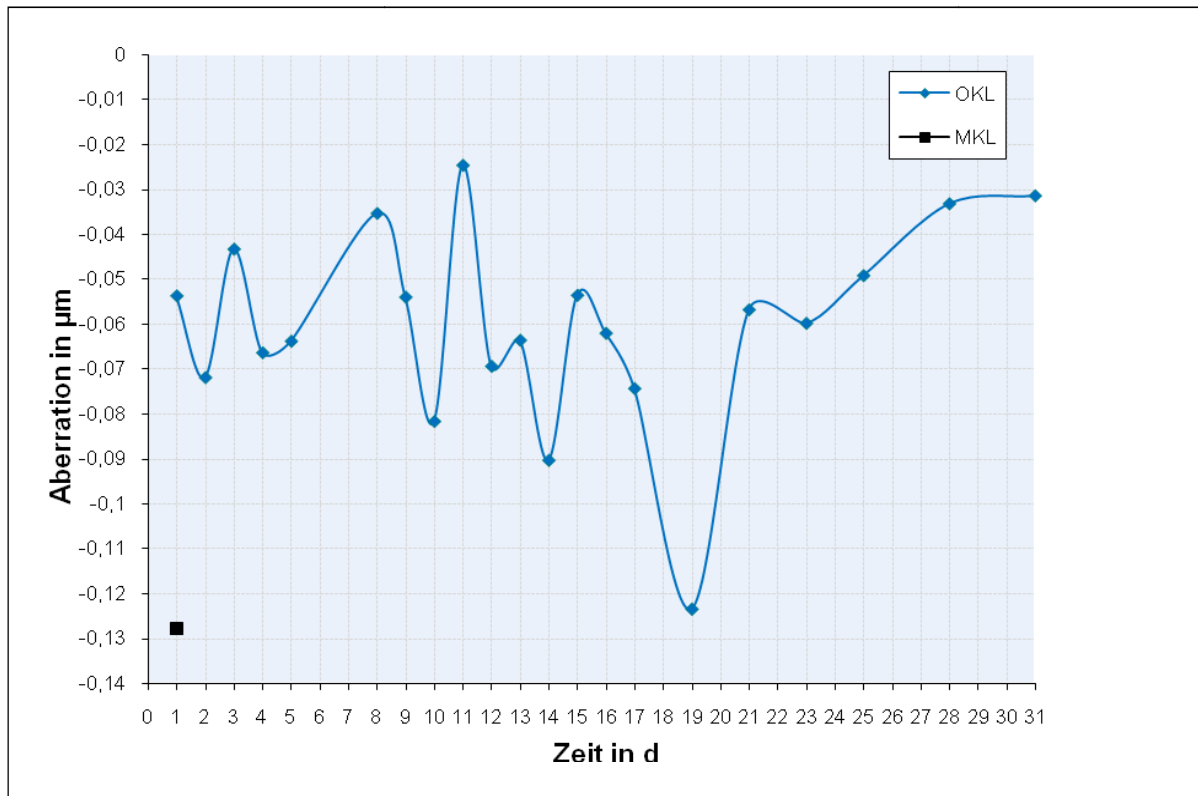


Abbildung 4.36:  $Z_4^0$  im Monatsverlauf

Dagegen variiert die sphärische Aberration in den ersten 5 Tagen lediglich in einem Bereich von -0.043 bis -0.072  $\mu\text{m}$  (Abb. 4.37). Die Koma weist im Monatsverlauf (Abb. 4.38) ein ähnliches Schwankungsprofil auf. Im Durchschnitt schwanken die Werte sowohl für Koma als auch für die sphärische Aberration um  $\sim 0,1 \mu\text{m}$  im positiven bzw. negativen Bereich. Eine größere Konstanz bietet in den ersten 5 Messtagen die Koma, die sich auf einem Niveau von  $\sim 0,4 \mu\text{m}$  einstellt (Abb. 4.39).

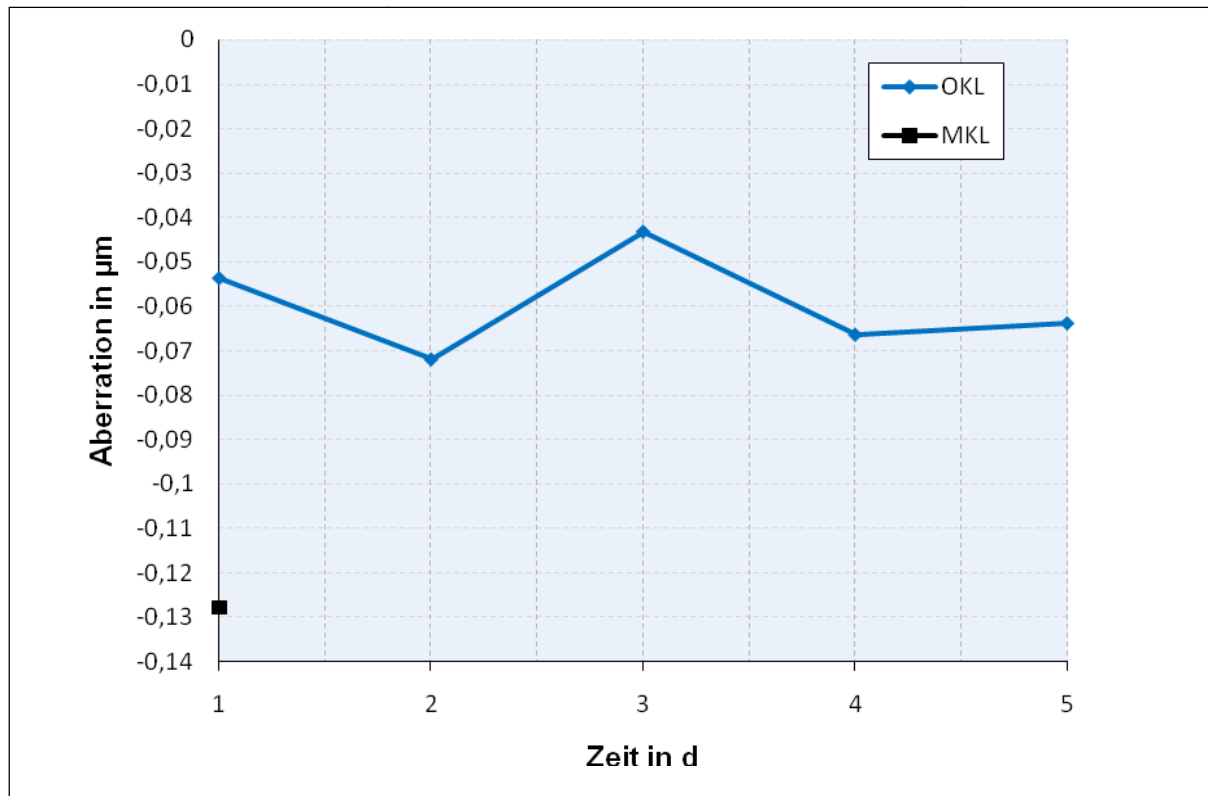


Abbildung 4.37:  $Z_4^0$  im 5-Tagesverlauf

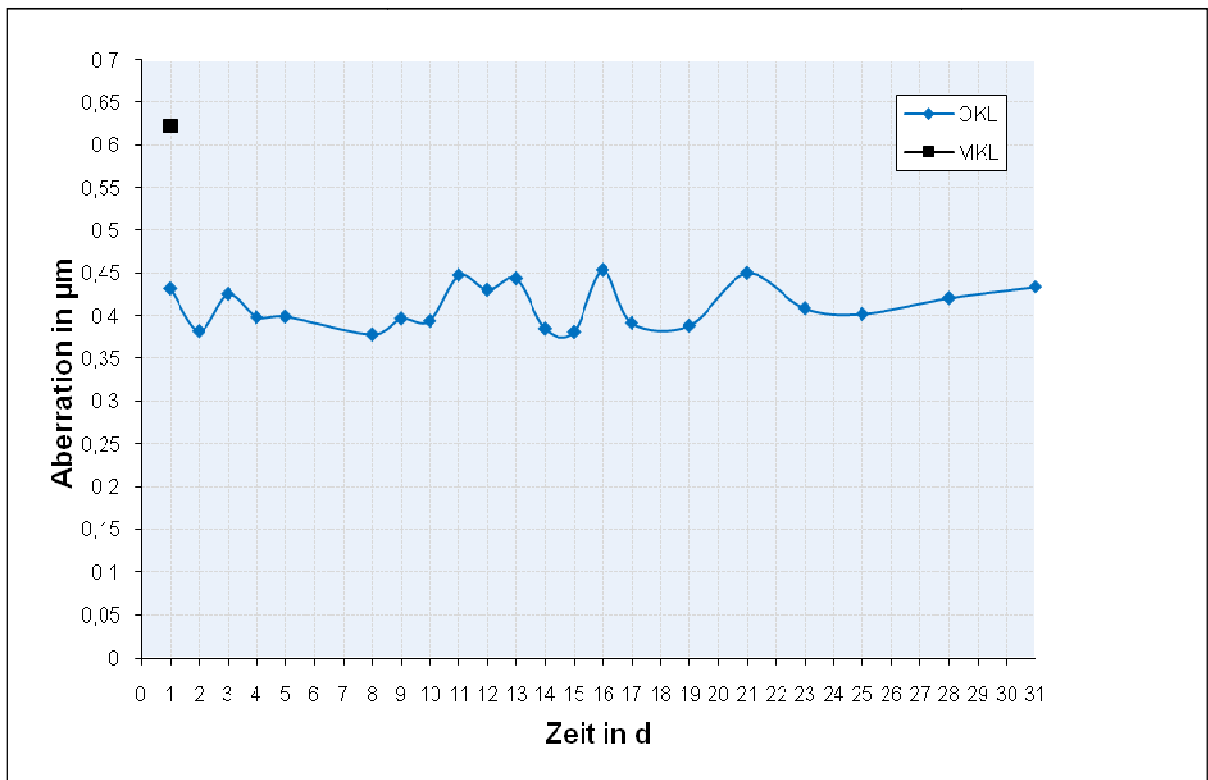


Abbildung 4.38:  $Z_3^{-1}$  im Monatsverlauf

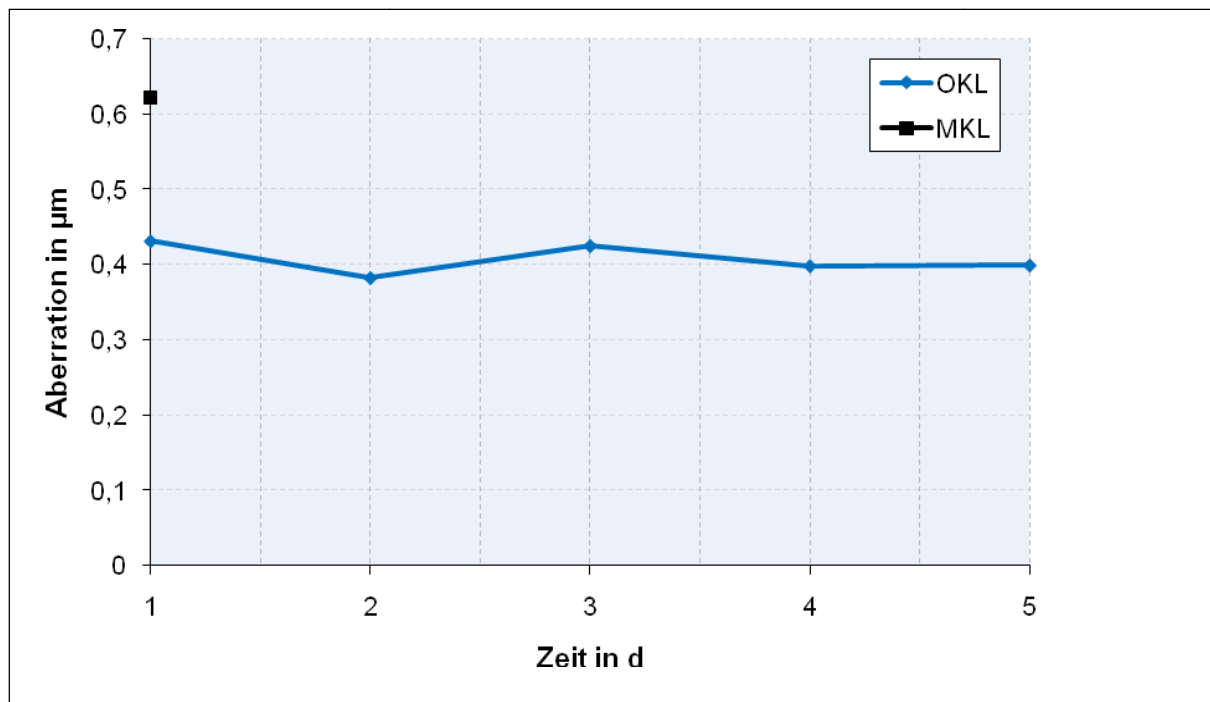


Abbildung 4.39:  $Z_3^{-1}$  im 5-Tagesverlauf

---

## 5. DISKUSSION

### 5.1 Diskussion der Ergebnisse

#### 5.1.1 Vergleich der Messreihen 1 und 2

Sowohl die Koeffizienten der 1. als auch der 2. Ordnung verhalten sich bei 3-mm- und 6-mm-Pupillendurchmesser gleich. Der Einfluss der Kontaktlinse führt zu einer signifikanten Verringerung der Aberrationen niederer Ordnung, sowie der Gesamt-aberration. Repräsentiert wird dieses Ergebnis durch den RMS ab der 2. Ordnung und den Gesamt-RMS. Im Gegensatz dazu weisen die Aberrationen HO (RMS ab der 3. Ordnung) beider Messreihen einen Anstieg unter dem Einfluss der Kontaktlinse auf, wobei lediglich in der 6-mm-Messreihe ein statistisch verwertbarer Unterschied angezeigt wird. In der Betrachtung der einzelnen Zernike-Koeffizienten ist bei einem 3-mm-Pupillendurchmesser die Änderung der Aberration der Sphäre,  $Z_2^0$ , signifikant. Bei einem 6-mm-Pupillendurchmesser sind es Sphäre,  $Z_2^0$ , Koma,  $Z_3^{-1}$ , und sphärische Aberration,  $Z_4^0$ . Entsprechend zeigen all diese Koeffizienten, mit Ausnahme von  $Z_2^0$ , eine Erhöhung der Aberrationen unter dem Einfluss von Kontaktlinsen an.

#### 5.1.2 Die Messreihe 3

Es ist bekannt, dass die Aberrationen HO regelmäßigen Schwankungen unterliegen (Hofer et al. 2002). Die Integration einer Kontaktlinsentragepause von 5 Tagen in die Versuchsplanung sollte zur Reduktion möglicher Einflussfaktoren auf die Hornhaut bzw. den Augapfel beitragen. Um eine Abschätzung über das Ausmaß solcher täglicher Schwankungen, sowie der Auswirkungen einer Tragepause vorzunehmen, wurde die Messreihe 3 über 31 Tage an einem Probanden durchgeführt. Intraindividuelle Schwankungen sind sowohl unter den RMS-Werten als auch unter den einzelnen Zernike-Koeffizienten im Monatsverlauf nachweisbar. Auffällig ist der abfallende Kurvenverlauf des Gesamt-RMS und des RMS HO ohne KL vom ersten auf den zweiten Tag bei anschließend stabilem Kurvenniveau. Ursache hierfür könnte die durch weiche KL hervorgerufene Verformung der Hornhaut bzw. des Augapfels sein.



---

Die Koeffizienten Koma und sphärische Aberration bieten innerhalb der ersten 5 Tage jeweils unterschiedliche Schwankungsniveaus. Während die sphärische Aberration um  $\sim 0,1 \mu\text{m}$  schwankt, zeichnet sich die Koma durch ein relativ konstantes Niveau um  $0,4 \mu\text{m}$  aus. In dieser statistisch nicht repräsentativen Untersuchung scheint sich dennoch der Trend nachweisen zu lassen, dass die ersten 5 Tage zur Regeneration des Hornhautepithels ausreichen und geringe Wertedifferenzen in den Aberrationen HO zu erwarten sind. Die sphärische Aberration erscheint insgesamt sensibler auf äußere Einflüsse zu reagieren und unterliegt einer höheren intraindividuellen Schwankungsbreite.

### 5.1.3 Einordnung in den aktuellen Kontext

Die Verteilung der Aberration HO dieser Studie, gemessen am physiologisch relaxiertem Auge, findet gute Übereinstimmung mit den vorangegangenen Studien (Porter et al. 2001, Thibos et al. 2002a, 2002b, Cheng et al. 2004). Jeder Zernike-Koeffizient der höheren Ordnung variiert um Null, mit Ausnahme der sphärischen Aberration. Nach Angaben von Williams et al. (2001) machen die gewöhnlichen sphärischen und astigmatischen Fehler im Durchschnitt 93% des gesamten Fehlers aus. Nur etwa 7% des Gesamtfehlers entsprechen der Aberration HO.

In der Betrachtung der sphärischen Aberrationen bei einem 3-mm-Pupillendurchmesser lassen sich anhand der Studienergebnisse die Aussagen von Wilson (2002) und Howland (2002) bestätigen. Bei diesem vergleichsweise kleinen Durchmesser sind die Aberrationen HO so gering ausgeprägt, dass man ebenso davon ausgehen kann, dass sie kaum Einfluss auf die Sehleistung haben (Thibos et al. 2002). Der gewöhnliche sphärische Fehler und der Astigmatismus überwiegen signifikant den Fehleranteil, der durch die Aberrationen HO ausgelöst wird. Sphäre und Astigmatismus entsprechen damit dem Großteil des Gesamtfehlers des Auges (Williams et al. 2001). Folglich konnte auch im RMS HO keine signifikante Änderung nachgewiesen werden. Bei jedem Probanden erfolgt in diesem Fall eine Visuskorrektur durch die KL auf Werte von mindestens  $V_{cc} 1,0$  mit nahezu vollständigem Ausgleich der Myopie und des Astigmatismus. Die Aberrationen HO spielen hier eine untergeordnete Rolle. In der Begutachtung der einzelnen Probanden

---

bezüglich Koma und sphärische Aberration zeigen sich trotz allem starke interindividuelle Unterschiede (Fan Lu et al. 2003, Dietze und Cox 2003). Es überwiegt häufig ein aberrationsinduzierender Effekt, jedoch ohne statistisch nachweisbare Signifikanz. Die Größe der sphärischen Aberration ( $Z_4^0$ ) mit Kontaktlinse beträgt bei einem 3-mm-Pupillendurchmesser  $-0.006 \pm 0.018 \text{SD } \mu\text{m}$  und einem Anstieg um  $-0,001 \text{ } \mu\text{m}$  gegenüber dem Wert ohne Kontaktlinse. Im Gegensatz dazu findet sich ein Anstieg der Aberrationen HO bei entspannter 6-mm-Pupille (Thibos et al. 2002b). Es wird eine signifikante Zunahme der Koma und der sphärischen Aberration nachgewiesen, was entsprechend mit den Aussagen von Patel (2002) und Charman (2006) einhergeht. Sie deklarieren Koma und sphärische Aberration als die wichtigsten Aberrationen HO. Aufgrund des ebenso nachweisbaren Anstiegs des RMS 3. Ordnung kann in diesem Fall von einer möglichen Beeinträchtigung der Sehschärfe ausgegangen werden. Im Vergleich zum Gesamt-RMS ist der Anteil des RMS 3. Ordnung weiterhin bedeutend kleiner. Wie groß die subjektiv empfundene Minderung der optischen Qualität bei entspannter 6 mm Pupille durch das Tragen der weichen Kontaktlinse ist, wurde nicht verifiziert.

Die Größenänderung der sphärischen Aberration ( $Z_4^0$ ) mit und ohne KL bei einer 6 mm Pupille umfasst  $-0,079 \text{ } \mu\text{m}$  und erreicht einen Durchschnittswert mit KL von  $-0,035 \pm 0,130 \text{SD } \mu\text{m}$ . Cheng et al. (2004) geben einen Durchschnittswert der sphärischen Aberration von  $+0,065 \pm 0,083 \text{SD } \mu\text{m}$  und Porter et al. (2001) einen Wert von  $+0,138 \pm 0,130 \text{SD } \mu\text{m}$  an. Entsprechend ist der hier gemessene Wert kleiner als die von Cheng et al. (2004) und Porter (2001) ermittelten Werte. In einer ähnlich konfigurierten Studie myoper Probanden finden Roberts et al. (2006) ebenso einen durch weiche KL induzierten signifikanten Anstieg der Aberrationen HO. Die sphärische Aberration mit weicher Hydrogellinse beträgt  $0,148 \pm 0,095 \text{SD } \mu\text{m}$ . Der eher geringere bzw. negative Wert dieser Studie beruht wahrscheinlich auf dem jungen Durchschnittsalter des Patientenkollektivs, da die sphärische Aberration mit zunehmendem Alter positiv korreliert (Glasser und Campbell 1998, McLellan et al. 2001, Jahnke et al. 2006). In diversen Forschungsprojekten kann ein Anstieg der Aberrationen HO durch das Tragen weicher Kontaktlinsen nachgewiesen werden (Cox und Holden 1990, Hong et al. 2001).

---

Dietze und Cox (2003) belegen, dass sphärische Kontaktlinsen mit negativer Wirkung eine negative sphärische Aberration induzieren und Kontaktlinsen mit positivem Effekt eine positive sphärische Aberration bewirken. Des Weiteren vergleichen Dietze und Cox (2004) drei verschiedene weiche Kontaktlinsen (benutzerdefinierte KL, sphärische Standard-KL, in Luft aberrationsfreie KL) in Bezug auf verbleibende Aberrationen, Sehschärfe und Kontrastsensitivität mit dem best-korrigierenden Brillenglas. Sie kommen zu dem Ergebnis, dass die benutzerdefinierte und die Standard – Kontaktlinse die sphärische Aberration signifikant reduzieren, jedoch keine Veränderung des Gesamt-RMS hervorrufen. Dagegen führt die aberrationsfreie Linse zu einem Anstieg der Werte für sphärische Aberration, Koma und dem Gesamt-RMS. Diesen Effekt erklären sie durch die Tatsache, dass eine große Zahl der Aberrationen HO, die von der Hornhaut ausgehen, bereits im Auge durch die Augenlinse kompensiert werden. So wird nachgewiesen, dass in jungen menschlichen Augen die positive sphärische Aberration der Kornea teilweise von der negativen sphärischen Aberration des internen optischen Apparates, hauptsächlich der Augenlinse, ausgeglichen wird (El Hage und Berny 1973, Smith et al. 2001, Artal et al. 2001, He et al. 2003, Wesemann 2007). Das bedeutet, dass die betrachtete positive sphärische Aberration die verbleibende positive Rest-Aberration der anterioren Kornea-Oberfläche repräsentiert. Auch die Koma der Hornhaut wird teilweise durch die entgegengesetzte Koma der Augenlinse ausgeglichen (Artal et al. 2006). An dieser Stelle sollen folgende Fragen im Zusammenhang mit den vorliegenden Studienergebnissen diskutiert werden:

1. Wie groß ist der Einfluss der Aberrationen HO auf das Sehvermögen?
2. Welche Einflussfaktoren spielen hier eine entscheidende Rolle?
3. Welche Korrekturmöglichkeiten gibt es und welchen Nutzen ergibt im Speziellen die Korrektur durch weiche Kontaktlinsen?

---

## 5.2 Der Einfluss der Aberrationen HO auf das Sehvermögen

In den vergangenen Jahren erfolgten verschiedene wissenschaftliche Reihenuntersuchungen zur Stärke der Aberrationen (Porter et al. 2001, Thibos et al. 2002b, Cheng et al. 2004).

Larry Thibos zeigt in seinen 2002 veröffentlichten Untersuchungen, dass die Auswirkungen auf die Sehqualität bei weitem nicht so groß sind, wie bisher angenommen. Die Aberrationen HO sind in der Summe viel kleiner als die normale Ametropie.

Er bestimmt die Stärke der Aberrationen und die Bildqualität bei 200 gesunden, sphärozyklindrisch korrigierten Augen. In 49 % aller Augen war die Bildverschlechterung durch alle Aberrationen HO zusammengekommen kleiner als der astigmatische Restfehler, der durch die sphärozyklindrische Korrektur mit der üblichen Glasabstufung von 0,25 Dpt nicht korrigiert werden konnte. Thibos ermittelte außerdem, welche sphärische Nebelung die Sehqualität genauso stark herabsetzt, wie die Aberrationen HO. Er fand, dass alle Aberrationen HO zusammengekommen die Sehqualität im Mittel genauso stark verschlechtern wie eine Nebelung mit einem sphärischen Plusglas von 1/8 Dioptrie. Dieser Wert gilt für augengesunde Personen mit 3-mm-Pupillendurchmesser. Bei einem Pupillendurchmesser von 7,5 mm wirken die Aberrationen HO zusammengekommen wie eine Nebelung mit sphärisch +0,25 Dpt. Der Einfluss der Aberrationen HO auf die Bildqualität ist bei den meisten Augengesunden demzufolge nicht besonders groß (Wesemann 2007). Auch in der von Dietze (2004) durchgeführten Untersuchung bleibt die Sehschärfe bei jedem weichen Kontaktlinsen-Typ im Vergleich zur Brillenglaskorrektur unverändert.

Porter et al. (2001) untersuchen monochromatische Wellenfrontaberrationen an beiden Augen von 109 Probanden bei einer 5,7-mm-Pupille. Sie analysieren die Verteilung der Aberration in der Gesamtpopulation und finden heraus, dass ein Großteil der Zernike-Modi relativ unkorreliert über die Gesamtpopulation verteilt ist. Es scheint eine zufällige Variation der Aberrationen von Proband zu Proband zu geben, wobei viele Aberrationen des linken Auges signifikant mit dem entsprechenden Pendant des rechten Auges korrelieren.

---

## 5.3 Einflussfaktoren der Wellenfrontkorrektur

### 5.3.1 Der Pupillendurchmesser

Sphärische Aberrationen treten meist im Außenbereich der Pupille auf und spielen damit eine substantielle Rolle bei dilatierter Pupille. Dagegen beeinträchtigen die Aberrationen im Zentrum der Pupille kaum die Sehleistung (Liang et al. 1997). In dieser Studie kann für einen Großteil der Augen anhand der erzielten Ergebnisse ein Anstieg der Wellenfrontaberration mit zunehmend dilatiertem Pupillendurchmesser nachgewiesen werden.

Entsprechend erfordert die größtmögliche Ausdehnung der Aberrationen im Auge den größtmöglichen Pupillendurchmesser (Thibos et al. 2002b).

Unter Miosis sind die Aberrationen eher gering ausgeprägt (Wilson 2002, Howland 2002). Eine Übersicht dazu liefert Abb. 5.1 von Wilson (2002).

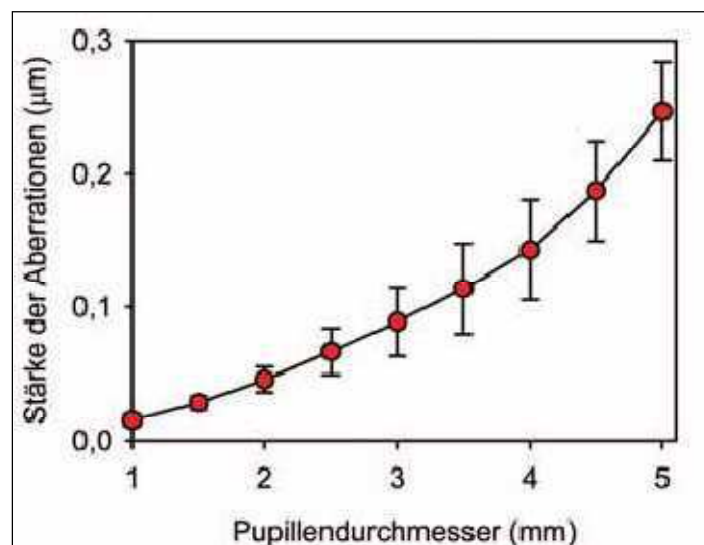


Abb. 5.1: Stärke der Aberrationen HO als Funktion des Pupillendurchmessers (nach Wilson 2002).

Nach Angaben von Charman (2006) sind die Aberrationen HO bei einem Durchmesser < 2,5 mm sogar vollkommen unerheblich für die Sehqualität.

Eine Übersicht des Pupillendurchmessers bei unterschiedlicher Leuchtdichte liefert Abbildung 5.2. Der Pupillendurchmesser bei Tageslicht im Innenraum beträgt etwa 3,5 mm und ist im Freien meist geringer ausgeprägt (Wesemann 2007).

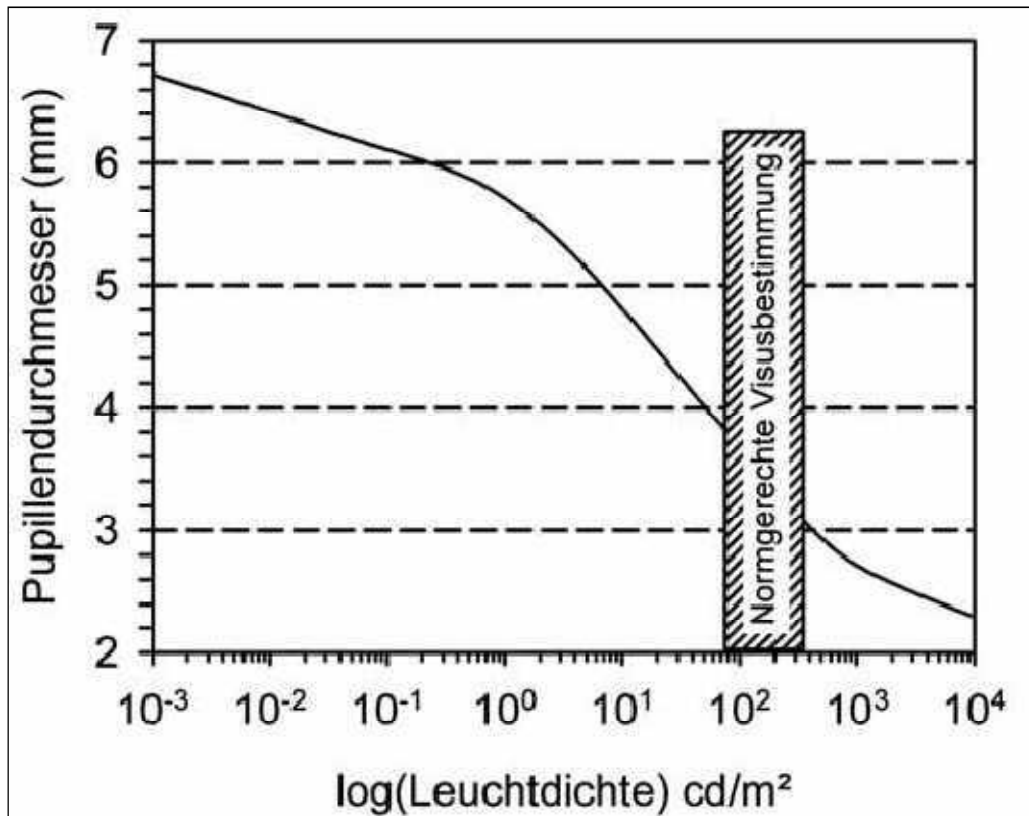


Abb. 5.2: Pupillendurchmesser als Funktion der Leuchtdichte. Das schraffierte Rechteck kennzeichnet den von der DIN 8596 zugelassenen Leuchtdichtebereich für normgerechte Optotypentafeln (nach Farrel und Booth 1984).

Entsprechend erfolgt in der vorliegenden Studie die Aufteilung in Messreihe 1, mit Betrachtung der Aberrationsverhältnisse unter Tageslichtbedingungen bei einem 3-mm-Pupillendurchmesser, und Messreihe 2, mit einem 6-mm-Durchmesser nach Dunkeladaptation. Die praktische Bedeutung der Wellenfrontkorrektion ergibt sich damit beispielsweise für den Bereich des Dämmerungssehens.

---

### 5.3.2 Die Akkommodation

Die Akkommodation übt einen entscheidenden Einfluss auf die sphärischen Aberrationen des Auges aus (Cheng H et al. 2004, Plainis et al. 2005, Williams et al. 2001). Im akkommodierten Auge erwartet man eine Änderung der Aberrationen, da sich okulare Strukturen, insbesondere die Augenlinse in Form, Position und Refraktionsgradient während der Akkommodation verändern (Garner und Yap 1997, Garner und Smith 1997, Koretz et al. 2002).

Tatsächlich demonstrieren zahlreiche Studien solche akkommodationsinduzierten Effekte, welche insbesondere die Änderung der Koeffizienten Defokus, Astigmatismus als auch die Aberrationen HO mit einschließen (Cheng H. et al. 2004, Radhakrishnan et al. 2007, López-Gil et al. 2008, Iida et al. 2008).

Sie kommen zu dem Ergebnis, dass die sphärische Aberration unter Akkommodation zunehmend negativer wird. Beispielsweise kann bei gegebener sphärischer Aberration im Ruhezustand eines Probanden, die entsprechende sphärische Aberration im akkommodierten Zustand mit bis zu  $\pm 0.085 \mu\text{m}$  (im 95 % Konfidenzintervall) für eine 5 mm Pupille vorhergesagt werden (Cheng H. et al. 2004). Dementsprechend würde man für Ferne und Nähe jeweils verschiedene Wellenfrontkorrekturen benötigen (Wesemann 2007).

### 5.3.3 Schwankungen und Veränderungen der Aberrationen

Hofer et al. (2001) weisen eine regelmäßige Präsenz von Schwankungen der Aberrationen HO nach, die sich in gleichmäßige Spektren und Bandbreiten innerhalb eines Subjekts und zwischen verschiedenen Subjekten aufteilen. Des Weiteren unterliegen die Aberrationen tageszeitlichen Schwankungen (Mierdel et al. 2004) und weisen altersabhängige Veränderungen auf (Jahnke et al. 2006, Goebels et al. 2007, Iida et al. 2008). Mit zunehmendem Alter konnten ein Anstieg der optischen Abbildungsfehler, sowie ein zunehmender Einfluss der Linse auf die okularen Aberrationen demonstriert werden (Jahnke et al. 2006). Die altersabhängigen Veränderungen bezüglich Aberration und Akkommodation können anhand der

---

Änderung des Refraktionsgradienten und der Oberflächenstruktur der Augenlinsen interpretiert werden (Radhakrishnan et al. 2007).

#### 5.3.4 Lagebedingter Einfluss der KL: Rotation und Dezentrierung

Kontaktlinsen liegen dem Tränenfilm auf und schwimmen auf der anterioren Kornea. Sie sind somit frei beweglich. Kontaktlinsen entfalten ihr Wirkungsoptimum, wenn man exakt durch ihre sphärozyindrische Mitte blickt. Kommt es zur Verschiebung der Kontaktlinse, entstehen zusätzliche prismatische Nebenwirkungen mit resultierenden Bildverschiebungen. Die Bildschärfe wird dadurch nicht wesentlich beeinflusst (Wesemann 2007).

Bei der Aberrationskorrektur kann jedoch eine Dezentrierung der Kontaktlinse zur Entstehung neuer, vorher nicht bestandener Abbildungsfehler führen und damit die Sehschärfe mehr beeinträchtigen als im ursprünglichen Zustand. Entsprechend sind die Korrekturmöglichkeiten der Kontaktlinsen aufgrund von Rotation, Dezentrierung und zusätzlicher kornealer Irregularitäten begrenzt (Chen et al. 2007).

Eine von Wesemann (2007) computersimulierte Darstellung veranschaulicht die Auswirkung einer solchen Dezentrierung (Abb. 5.3).

Teilbild 1 entspricht der unkorrigierten sphärischen Aberration in der Pupille. Durch dezentrierte Überlagerung der Aberrationen des Auges und der entgegengesetzten Aberration der Kontaktlinse entstehen in den Teilbildern 2 bis 5 neue Abbildungsfehler – die Koma. Die stärkste Koma entsteht in dieser Bildfolge in Bild 4 – also bei einer Dezentrierung von  $\frac{1}{4}$  Pupillendurchmesser. Diese künstlich erzeugte Koma verschlechtert das Netzhautbild stärker als die eigentlich zu korrigierende sphärische Aberration. Aus der Praxis der Kontaktlinsenanpassung ist dieser Effekt bekannt: Bei dezentriertem Sitz einer Kontaktlinse bewährt sich eine sphärische Kontaktlinse oft besser als eine asphärische (Atchison 1995, de Brabander et al. 1998, Dietze und Cox 2004).



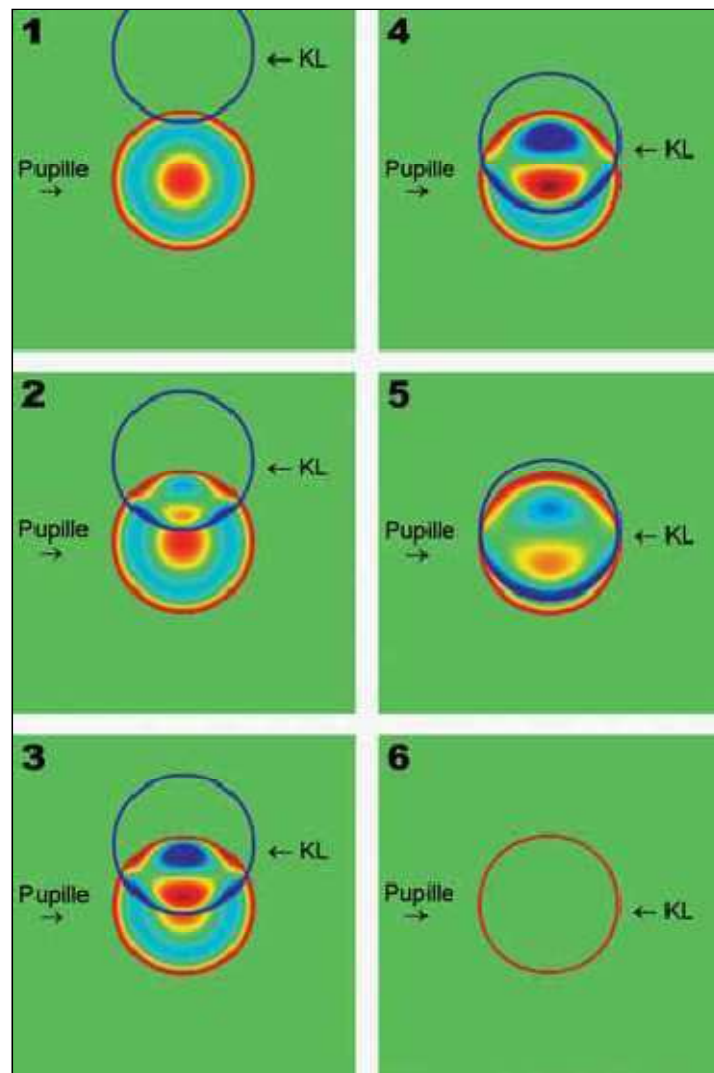


Abb. 5.3: Graphische Veranschaulichung der Korrektur eines Auges mit sphärischer Aberration durch eine Kontaktlinse mit entgegengesetzter sphärischer Aberration. Pupille: Aufsicht auf die Pupille des Auges. Zusätzlich sieht man den Wellenfrontfehler, so wie ihn ein Aberrometer messen würde. KL: optische Zone einer individuell angefertigten Kontaktlinse, die die sphärische Aberration des Auges perfekt korrigiert. Von 1 bis 6 schiebt sich die optische Zone der KL immer mehr vor die Pupille. Bei einer Dezentrierung (Teilbild 2 bis 5) entsteht Koma. In Teilbild 6 klappt die Wellenfrontkorrektur perfekt, da die korrigierende KL richtig zentriert vor der Pupille sitzt. Die Wellenfrontkorrektur funktioniert also nur, wenn die Kontaktlinse exakt vor dem Auge sitzt (Wesermann 2007).

---

Guirao et al. (2001) untersuchen ebenfalls die Effekte von Rotation und Verschiebung auf den erwarteten Nutzen einer idealen Korrekturmethode der Aberrationen HO. Zu diesen idealen Methoden zählen sie benutzerspezifische Kontaktlinsen, Phasenplatten, adaptive Optik und Laser-induzierte Refraktive Chirurgie. Sie studieren den erwarteten Effekt auf die Bildqualität, wenn solch eine ideale Korrekturmethode sich in Beziehung auf die Augenpupille verschiebt oder rotiert, um die Signifikanz dieser potenziellen Einschränkung abzuschätzen. Ihre Berechnungen deuten darauf hin, dass die typischen Dezentrierungen einen von der entsprechenden Korrekturmethode erwarteten optischen Nutzen nur leicht reduzieren werden. Die Ergebnisse eines Probanden mit Keratokonus, der ebenso mittels adaptiver Optik korrigiert wurde, zeigen, dass trotz Dezentrierungen in stark aberrationsbehafteten Augen durchaus ein beträchtlicher Nutzen erreicht werden konnte.

---

## 5.4 Korrekturmöglichkeiten

In diesem Teilabschnitt wird auf die heute zur Verfügung stehenden Korrekturmöglichkeiten der okularen sphärischen Aberrationen, ihre Vor- und Nachteile, sowie auf die Grenzen der einzelnen Methoden näher eingegangen.

Durch eine perfekte Wellenfrontkorrektur könnte der Bildkontrast auf der Netzhaut bei weiter Pupille deutlich gesteigert werden. Infolgedessen könnte sich eine Verbesserung des Kontrastsehens und der Kontrastempfindlichkeit einstellen. Im täglichen Leben wird man jedoch überwiegend mit geringeren Kontrasten konfrontiert: z. B. Sehen bei Dämmerung, Autofahren bei Nacht etc. (Ginsburg et al. 1982, Lachenmayr und Pateras 1987, Auffarth et al. 1994, Ginsburg 1996, Lord und Menz 2000, McGwin et al. 2000, Lord und Dayhew 2001, Owsley et al. 2001, Rubin et al. 2001, Abdelhafiz und Austin 2003).

Das Kontrastsehen nimmt mit zunehmender Pupillenweite ab (Liang and Williams, 1997, Williams et al. 2000). Das bedeutet, dass man bei schlechten Lichtverhältnissen (mesopisch, skotopisch) besonders unter nachlassendem Kontrastsehen leidet.

Ein weiterer wichtiger Gesichtspunkt sind Veränderungen des visuellen Systems mit zunehmendem Alter. Nio et al. (2000) fanden heraus, dass es einen bedeutsamen Verlust der Sehqualität im Alter hinsichtlich der Kontrastempfindlichkeit gibt. Mehrere Untersuchungen konnten auch mithilfe von objektiven Messungen einen fast linearen Rückgang der retinalen Bildqualität mit zunehmendem Alter nachweisen (Artal et al. 1993, Guirao et al. 1999, Guirao et al. 2000).

Zu den idealen Korrekturmethoden gehören individuell angefertigte Kontaktlinsen, die adaptive Optik, Intraokularlinsen und die Hornhautchirurgie. Korrigieren sie die Aberrationen HO genauso gut wie Defokus und Astigmatismus, so könnte sich eine Verbesserung der Sehqualität einstellen (Guirao et al. 2001).

---

#### 5.4.1 Benutzerdefinierte Kontaktlinsen

Individuell maßgefertigte Kontaktlinsen und Phasenplatten stellen momentan den praktischsten, nicht chirurgischen Weg zur Korrektur der Aberrationen HO dar (Sabesan et al. 2007). Die Vorteile der benutzerdefinierten, weichen KL liegen in der einfachen Handhabung und dem geringeren Risiko gegenüber den invasiven Methoden. Dietze und Cox (2004) untersuchen die Aberrationen HO mit drei verschiedenen Kontaktlinsentypen (siehe auch Abschnitt 5.3.1): einer benutzerdefinierten Kontaktlinse zur individuellen Korrektur der okularen sphärischen Aberration, einer weichen, sphärischen Standard-Linse und einer in Luft aberrationsfreien Linse. Die benutzerdefinierte KL reduziert die sphärische Aberration signifikant. Die Sehschärfe bleibt im Vergleich zur Brillenkorrektur bei jedem Kontaktlinsentyp unverändert. Die Kontrastsensitivität verbessert sich unter Wirkung der benutzerdefinierten Linse.

Einen ähnlichen Effekt beschreiben de Brabander et al. in ihrer 2003 veröffentlichten Studie über die Wirkung benutzerdefinierter weicher Kontaktlinsen bei Keratokonus. Sie zeigen eine drastische Verbesserung der Sehleistung durch dreidimensionale, aberrations-maßgefertigte, weiche Kontaktlinsen bei Keratokonuspatienten auf. Jedoch müssen auch diese Linsen sehr gut auf der Kornea positioniert werden. Im Detail sollten Verschiebungsfehler 0,5 mm nicht überschreiten. Rotationsfehler scheinen weniger kritisch zu sein. Sabesan et al. (2007) demonstrieren die Durchführbarkeit einer Korrektur der Aberrationen HO und Verbesserung der Sehleistung mittels individuell angefertigten weichen KL in keratokonischen Augen, während dem die statische Dezentrierung und Rotation der KL ausgeglichen wird. Sie können folglich eine durchschnittliche Reduktion der Aberrationen HO um einen Faktor von 3, sowie eine Verbesserung der Sehschärfe bzw. des Kontrastsehens nachweisen. Um die Grenzen der Korrekturleistung solcher maßgefertigten KL infolge Dezentrierung und Rotation zu umgehen, untersuchen Chen et al. (2007) die Korrektur der Aberrationen HO mithilfe einer nur auf der Rückfläche individuell maßgefertigten, weichen KL, die sich der anterioren, unregelmäßigen Korneaoberfläche anpasst. Man erhofft sich eine Korrektur der anterioren cornealen Aberrationen und eine Verbesserung der Linsenstabilität. Obwohl in Augen mit

---

Keratokonius eine effektive Aberrationskorrektur nachgewiesen werden kann, werden signifikante Rest-Aberrationen beobachtet. Im Vergleich zur konventionellen, weichen KL findet sich jedoch eine Verbesserung bezüglich der Linsenstabilität.

#### 5.4.2 Adaptive Optik

Es handelt sich um eine Technik, die die Qualität optischer Systeme verbessert, indem schnell ändernde, optische Störungen (Wellenfrontstörungen, genauer Phasenstörungen) bestmöglich reduziert bzw. kompensiert werden.

Die adaptive Optik besteht in der Regel aus drei Komponenten:

- Ein Wellenfrontsensor (z. B. Hartmann-Shack-Sensor)
- Ein Computer zur Berechnung der Korrektursignale
- Korrektur Elemente (z. B. 2-Achsen-Kipp-Spiegel), die die korrigierte Wellenfront erzeugen.

Diese drei Komponenten bilden einen Regelkreis. Neben dem Einsatz in der Astronomie findet die adaptive Optik zunehmend Anwendung in der Optometrie. Die Kompensation optischer Fehler, wie beispielsweise Defokus, Astigmatismus, Koma, usw., fällt in den Bereich der aktiven Optik und erfordert, wie auch die "richtige" adaptive Optik, Spiegel mit verformbarer Oberfläche oder Flüssigkristall-Spiegel.

Phasenplatten korrigieren effektiv Aberrationen HO in normalen Augen. Es ergibt sich eine Verbesserung der retinalen Bildqualität, als auch der Sehschärfe, speziell bei Niedrig-Kontrast-Buchstaben. (Yoon et al. 2004)

---

#### 5.4.3 Intraokularlinsen

IOL stellen einen probaten Weg zur Korrektur sphärischer Aberrationen HO bei Kataraktpatienten dar. Die heutigen IOL sind der natürlichen Linse bezüglich der optischen Eigenschaften gleichwertig oder übertreffen sie sogar (Nio et al. 2003).

Dennoch werden teilweise enttäuschende funktionelle Ergebnisse einer sonst perfekten Kataraktchirurgie beobachtet. Daher liegt es nahe, dass Faktoren, wie altersabhängige Veränderungen des Auges, der Pupillendurchmesser, die zentrierte Lage als auch die interne Aberrationskorrektur des dioptrischen Apparates mit verantwortlich sind. Insbesondere sei hier auf die deutlich eingeschränkte Nachfahrtauglichkeit von pseudophaken Patienten verwiesen. (Auffarth et al. 1994, Monestam et al. 2005). Es erfolgt daher die gezielte Herstellung asphärischer und oberflächenmodifizierter IOL (anteriore oder posteriore IOL-Oberfläche), die im Vergleich zur standard-bikonvexen IOL untersucht werden. Zahlreiche Studien belegen dabei eine Reduktion bzw. Elimination der sphärischen Abweichung des Auges nach einer Kataraktoperation durch eine oberflächenmodifizierte oder asphärische IOL. Die von Lägél 2007 verwendete Tecnis Z9000 Intraokularlinse kompensiert die positive sphärische Aberration des alternden Auges. Es konnte weiterhin eine signifikante Verbesserung der Sehqualität insbesondere hinsichtlich der Kontrastempfindlichkeit unter mesopischen Bedingungen nachgewiesen werden (Wang 2005, Lägél 2007, Piers et al. 2007, Tzelikis et al. 2007 und 2008, Kohnen und Klaproth 2008). Dagegen beobachten Bühren et al. (2004) nach Implantation einer Artisan<sup>®</sup>-Linse eine geringe Zunahme der Aberrationen HO. Dies ist insbesondere auf die Induktion von  $Z_3^{-3}$  und  $Z_4^0$  zurückzuführen, wobei die Induktion von Trefoil durch die Inzision, die Induktion der sphärischen Aberration durch das Implantat bedingt ist.

---

#### 5.4.4 Hornhautchirurgie

Die Korrektur von Myopie, Hyperopie und Astigmatismus innerhalb ihres Indikationsbereichs mittels refraktiver Hornhautchirurgie, wie Laser In Situ Keratomileusis (LASIK) und Oberflächenablation (z. B. PRK), gehören heute zu den Standardverfahren in der Augenheilkunde (Kohnen et al. 2004).

In der refraktiven Chirurgie spielt die Methode der wellenfrontgeführten LASIK für die Aberrationskorrektur die größte Rolle. Durch eine wellenfrontgesteuerte Hornhautchirurgie, mit der ein individuell berechnetes asphärisches Ablationsprofil in die Hornhaut eingearbeitet wird, ist eine partielle Korrektur dieser Abbildungsfehler prinzipiell möglich. Eine perfekte optische Abbildung kann durch die wellenfrontgesteuerte Laserchirurgie nicht erreicht werden, da z. B. die Korrektur der Farbfehler des Auges nicht möglich ist, die Stärke der Aberrationen vom Akkommodationszustand abhängt und die Aberrationen des Auges sich im Lauf der Zeit verändern (Wesemann 2004). Des Weiteren werden häufig aberrationsinduzierende Effekte nach LASIK beobachtet, die teilweise mit einer drastischen Erhöhung des Aberrationsprofils einhergehen (Kohnen und Bühren 2004). Padmanabhan et al. (2008) vergleichen in ihrer Studie die wellenfrontgeführte- und wellenfrontoptimierte-LASIK. Beide zeigen ausgezeichnete Ergebnisse in der Refraktionskorrektur, wobei die erste Methode weniger Aberrationen HO induziert und eine bessere Kontrastsensitivität aufweist.

Dennoch ist die LASIK eine vielversprechende Methode zur Aberrationskorrektur. Ihre Zukunft besteht in vermehrten individualisierten Behandlungen zur Unterdrückung induzierter höherer Aberrationen (Sanchez et al. 2008) und damit einer verbesserten optischen Qualität (Kohnen et al. 2006).

#### 5.4.5 Brillengläser

Eine Korrektur der Aberrationen HO mittels Brillengläsern wird angeboten, ist aber aufgrund der Blickbewegungen und dementsprechenden Abweichungen von der aberrationskorrigierenden Zone nicht gut geeignet (Wesemann 2007).

---

## 6. SCHLUSSFOLGERUNGEN

Auch wenn der Einfluss der Aberrationen HO im Gegensatz zu den Standard-Refraktionsfehlern eher klein ist, können sie doch in Einzelfällen beachtliche Einschränkungen der Sehschärfe und des Kontrastssehens hervorrufen. Deshalb ist es wichtig, bei entsprechenden Beschwerden des Patienten, ein individuelles Aberrationsprofil zu erstellen und ihn ggf. über die möglichen Korrekturmethode aufzuklären. Abbildungsfehler HO sollten heute zur standardmäßigen Beurteilung der Refraktionsfehler durch Augenärzte gehören.

Die Ergebnisse dieser Studie mit patienteneigenen, weichen Kontaktlinsen lassen sich wie folgt zusammenfassen:

- Unter Tageslichtbedingungen ist kein signifikanter Einfluss der weichen Kontaktlinsen auf Aberrationen HO nachweisbar.
- Bei entspannter Pupille, im Bereich des Dämmerungssehens, lässt sich ein aberrationsinduzierender Effekt der weichen Kontaktlinsen nachweisen.
- Koma und sphärische Aberrationen sind entscheidende Parameter zur Beurteilung der Aberrationen HO des Auges.
- Der Gesamt-RMS verringert sich unabhängig vom Pupillendurchmesser durch den Einfluss der weichen Kontaktlinsen. Er erscheint in der differenzierten Betrachtung der Aberrationen HO daher weniger aussagekräftig.
- Es ist von einer Beeinträchtigung in der subjektiven optischen Qualität anhand dieser Ergebnisse auszugehen.

Unter Berücksichtigung des aktuellen Forschungsstandes kann man zusammenfassend sagen, dass eine Verbesserung der Sehschärfe und der



---

Kontrastsensitivität durch Korrektur der Aberrationen HO mittels einer individuell maßgefertigten weichen Kontaktlinse durchaus zu erreichen ist.

Weiche, sphärische Standard-Linsen führen hingegen zu einer Verschlechterung der Sehleistung, insbesondere bei dilatierten Pupillenverhältnissen, wie es die Studienergebnisse und die zahlreichen bereits genannten Untersuchungen bestätigen. Dennoch bleiben auch bei patientenspezifischen, weichen Kontaktlinsen Einschränkungen in der optischen Leistung, aufgrund der vielen äußeren Einflussfaktoren bestehen. Folglich besteht hier weiterer Entwicklungs- und Forschungsbedarf, um Kontaktlinsen als nicht-invasive Korrekturmethode anhaltend zu verbessern.

Maßgefertigte Intraokularlinsen in Verbindung mit LASIK werden aufgrund ihrer überwiegenden Vorteile eine effektivere Korrektur der Aberrationen HO erreichen. So empfiehlt es sich, die Entscheidung über eine invasive oder nicht-invasive Methode der Aberrationskorrektur den individuellen Anforderungen und Bedürfnissen der Patienten anzupassen.

## **LITERATUR- UND QUELLENVERZEICHNIS**

- Abdelhafiz AH und Austin CA. 2003. Visual factors should be assessed in older people presenting with falls or hip fracture. *Age Ageing*, 32(1):26-30.
- Aickin M, Gensler H. 1996. Adjusting for multiple testing when reporting research results: the Bonferroni vs. Holm methods. *Am J Public Health*, 86 (No. 5):726-728.
- Applegate RA, Thibos LN, Hilmantel G. 2001. Optics of aberroscopy and supervision. *J Cataract Refract Surg*, 27:1093-1107.
- Artal P, Benito A, Tabernero J. 2006. The human eye is an example of robust optical design. *Journal of Vision*, 6:1-7.
- Artal P, Ferro M, Miranda I und Navarro R. 1993. Effects of aging in retinal image quality. *J. Opt. Soc. Am. A*, 10(7):1656-1662.
- Artal P, Guirao A, Berrio E, Williams DR. 2001. Compensation of corneal aberrations by the internal optics of the human eye. *Journal of Vision*, 1(1):1-8.
- Assennato G, Ruzzi P. 2002. Bonferroni in biomedical research. *G Ital Nefrol*, 19(No. 2):178-183.
- Atchison DA. 1995. Aberrations associated with rigid contact lenses. *J. Opt. Soc. Am. A*, 12(10):2267-2273.
- Auffarth G U, Hunold W, Hurtgen P, Wesendahl TA und Mehdorn E. 1994. Night driving capacity of pseudophakic patients. *Der Ophthalmologe*, 91(4):454-459.
- Baron H, Hrsg. 1991. Kontaktlinsen-Lehrbuch und Leitfaden. Erste Auflage. Heidelberg: Verlag Optische Fachveröffentlichung GmbH.

- Bühren J, Kasper T, Terzi E und Kohnen T. 2004. Aberrationen höherer Ordnung nach Implantation einer irisgestützten Vorderkammerlinse (Ophtec Artisan<sup>®</sup>) in das phake Auge. *Der Ophthalmologe*, 101(12):1194-1201.
- Carl Zeiss Meditec AG, Hrsg. 2003. Wasca Analyzer. Users Manual. Jena: Carl Zeiss Meditec.
- Castejon-Mochon J F, López-Gil N, Benito A, Artal P. 2002. Ocular wave-front aberration statistics in a normal young population. *Vision Research*, 42(13):1611-1617.
- Charman WN. 2006. Optics of the Human Eye: Progress and Problems. *Optometry and Vision Science*, 83:335-345.
- Chen M, Sabesan R, Ahmad K, Yoon G. 2007. Correcting anterior corneal aberration and variability of lens movements in keratoconic eyes with back-surface customized soft contact lenses. *Opt Lett.*, 32(21):3203-3205.
- Cheng H, Barnett JK, Vilupuru AS, Marsack JD, Kasthurirangan S, Applegate RA, Roorda AL. 2004. A population study on changes in wave aberrations with accommodation. *Journal of Vision* 4:272-280.
- Cox I, Holden BA. 1990. Soft contact lens-induced longitudinal spherical-aberration and its effects on contrast sensitivity. *Optometry and Vision Science*, 67:679-683.
- de Brabander J, Chateau N, Bouchard F, Guidollet S. 1998. Contrast sensitivity with soft contact lenses compensated for spherical aberration in high ametropia. *Optometry and Vision Science*, 75(1):37-43.
- de Brabander J, Chateau N, Marin G, Lopez-Gil N, van der Worp E, Benito A. 2003. Simulated Optical Performance of Custom Wavefront Soft Contact Lenses for Keratoconus. *Optometry and Vision Science*, 80(9):637-643.

Dietze HH, Cox MJ. 2003. On- and Off-eye spherical aberration of soft contact lenses and consequent changes of effective lens power. *Optometry and Vision Science*, 80:126-135.

Dietze HH, Cox MJ. 2004. Correcting ocular spherical aberration with soft contact lenses. *J. Opt. Soc. Am. A*, 21:473-485.

El Hage S, Berny F. 1973. Contribution of the crystalline lens to the spherical aberration of the eye. *J. Opt. Soc. Am. A*, 63(3):205-211.

Fan L, Xinjie M, Jia Q, Dan X, Ji C H. 2003. Monochromatic Wavefront Aberrations in the Human Eye with Contact Lenses. *Optometry and Vision Science*, 80(2):135-141.

Farrel RJ, Booth JM. 1984. Design handbook for imagery interpretation equipment. Seattle, WA: Boeing Aerospace Company.

Garner LF und Smith G. 1997. Changes in equivalent and gradient refractive index of the crystalline lens with accommodation. *Optometry and Vision Science*, 74(2):114-119.

Garner LF und Yap MK. 1997. Changes in ocular dimensions and refraction with accommodation. *Ophthalmic and Physiological Optics*, 17(1):12-17.

Gilmartin B. 1986. A review of the role of sympathetic innervation of the ciliary muscle in ocular accommodation. *Ophthalmic and Physiological Optics*, 6(1):23-37.

Ginsburg AP, Evans DW, Sekule R, Harp SA. 1982. Contrast sensitivity predicts pilots' performance in aircraft simulators. *Am J Optom Physiol Opt*, 59(1):105-9.

Ginsburg, A. P. 1996. Next Generation Contrast Sensitivity Testing. In: Rosenthal B. Cole R (ed): *Functional Assessment of Low Vision*, Mosby St. Louis:77-88.

- Glasser A, Campbell MCW. 1998. Presbyopia and the optical changes in the human crystalline lens with age. *Vision Research*, 38(2):209-229.
- Goebels SC, Auffarth GU, Holzer MP. 2008. Lokalisation und altersabhängige Verteilung von Aberrationen des Auges. *Der Ophthalmologe*, 105(9):825-831.
- Guirao A, Gonzalez C, Redondo M, Geraghty E, Norrby S und Artal P. 1999. Average optical performance of the human eye as a function of age in a normal population. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 40(1):203-213.
- Guirao A, Williams DR, Cox IG. 2001. Effect of rotation and translation on the expected benefit of an ideal method to correct the eye's higher-order aberrations. *J. Opt. Soc. Am. A, Opt Image Sci Vis*, 18(5):1003-1015.
- Guirao A, Redondo M und Artal P. 2000. Optical aberrations of the human cornea as a function of age. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis*, 17(10):1697-1702.
- Hartmann J. 1900. Bemerkungen über den Bau und die Justierung von Spektrographen. *Zeitschrift für Instrumentenkunde*. 20:47-58.
- He JC, Gwiazda J, Thorn F, Held R. 2003. Wave-front aberrations in the anterior corneal surface and in the whole eye. *J. Opt. Soc. Am. A*, 20(7):1155-1163.
- Hofer H, Artal P, Singer B, Aragon JL, Williams DR. 2001. Dynamics of the eye's wave aberration. *J. Opt. Soc. Am. A*, 18:497–506.
- Hong X, Himebaugh N, Thibos LN. 2001. On-Eye Evaluation of Optical Performance of Rigid and Soft Contact Lenses. *Optometry and Vision Science*, 78(12):872-880.
- Howland HC. 2002. High order wave aberration of eyes. *Ophthalmic and Physiological Optics*, 22(5):434-439.

- Glasser A, Campbell MCW. 1998. Presbyopia and the optical changes in the human crystalline lens with age. *Vision Research*, 38(2):209-229.
- Goebels SC, Auffarth GU, Holzer MP. 2008. Lokalisation und altersabhängige Verteilung von Aberrationen des Auges. *Der Ophthalmologe*, 105(9):825-831.
- Guirao A, Gonzalez C, Redondo M, Geraghty E, Norrby S und Artal P. 1999. Average optical performance of the human eye as a function of age in a normal population. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 40(1):203-213.
- Guirao A, Williams DR, Cox IG. 2001. Effect of rotation and translation on the expected benefit of an ideal method to correct the eye's higher-order aberrations. *J. Opt. Soc. Am. A, Opt Image Sci Vis*, 18(5):1003-1015.
- Guirao A, Redondo M und Artal P. 2000. Optical aberrations of the human cornea as a function of age. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis*, 17(10):1697-1702.
- Hartmann J. 1900. Bemerkungen über den Bau und die Justierung von Spektrographen. *Zeitschrift für Instrumentenkunde*. 20:47-58.
- He JC, Gwiazda J, Thorn F, Held R. 2003. Wave-front aberrations in the anterior corneal surface and in the whole eye. *J. Opt. Soc. Am. A*, 20(7):1155-1163.
- Hofer H, Artal P, Singer B, Aragon JL, Williams DR. 2001. Dynamics of the eye's wave aberration. *J. Opt. Soc. Am. A*, 18:497–506.
- Hong X, Himebaugh N, Thibos LN. 2001. On-Eye Evaluation of Optical Performance of Rigid and Soft Contact Lenses. *Optometry and Vision Science*, 78(12):872-880.
- Howland HC. 2002. High order wave aberration of eyes. *Ophthalmic and Physiological Optics*, 22(5):434-439.

- Iida Y, Shimizu K, Ito M, Suzuki M. 2008. Influence of age on ocular wavefront aberration changes with accommodation. J Refract Surg, 24(7):696-701.
- Jahnke M, Wirbelauer C, Pham DT. 2006. Einfluss des Alters auf die optischen Aberrationen des menschlichen Auges. Der Ophthalmologe. 103(7):596-604.
- Kohnen T, Bühren J, Cichocki M, Kasper T, Terzi E und Ohrloff C. 2006. Optische Qualität nach refraktiver Hornhautchirurgie. Der Ophthalmologe. 103(3):184-191.
- Kohnen T und Klaproth OK. 2008. Asphärische Intraokularlinsen. Der Ophthalmologe, 105(3):234-240.
- Kohnen T und Bühren J. 2004. Derzeitiger Stand der wellenfrontgeführten Hornhautchirurgie zur Korrektur von Refraktionsfehlern. Der Ophthalmologe, 101(6):631-648.
- Koretz JF, Cook CA, Kaufman PL. 2002. Aging of the human lens: Changes in lens shape upon accommodation and with accommodative loss. J. Opt. Soc. Am. A, 19(1), 144-151.
- Lachenmayr B und Pateras N. 1987. Twilight vision and glare sensitivity in pseudophakic eyes. Fortschr Ophthalmol; 84(2):173-179.
- Lägel H. 2007. Untersuchungen zur Korrektur der sphärischen Aberration im Pseudophaken Auge [Dissertation]. Homburg /Saar: Universität des Saarlandes.
- Liang J, Grimm B, Goelz S, Bille JF. 1994. Objective Measurement of wave aberrations of the human eye with the use of Hartmann-Shack wave-front sensor. J. Opt. Soc. Am. A, 11(7):1949-1957.
- Liang J, Williams DR. 1997. Aberrations and retinal image quality of the normal human eye. J. Opt. Soc. Am. A, 14 (11):2873-2883.

- López-Gil N, Fernández-Sánchez V, Legras R, Montés-Micó R, Lara F, Nguyen-Khoa JL. 2008. Accommodation-related changes in monochromatic aberrations of the human eye as a function of age. *Investigative Ophthalmology And Vision Science*, 49(4):1736-1743.
- Lord SR und Menz HB. 2000. Visual contributions to postural stability in older adults. *Gerontology*, 46(6):306-310.
- Lord SR und Dayhew J. 2001. Visual risk factors for falls in older people. *J Am Geriatr Soc*, 49(5):508-515.
- McGwin G Jr, Chapman V and Owsley C. 2000. Visual risk factors for driving difficulty among older drivers. *Accid Anal Prev*, 32(6):735-744.
- McLellan JS, Marcos S, Burns SA. 2001. Age-related changes in monochromatic wave aberrations of the human eye. *Investigative Ophthalmology And Vision Science*, 42(6):1390-1395.
- Mierdel P, Krinke HE, Pollack K, Spoerl E. 2004. Diurnal fluctuation of higher order ocular aberrations: correlation with intraocular pressure and corneal thickness. *J Refract Surg*, 20(3):236-42.
- Monestam E, Lundquist B und Wachtmeister L. 2005. Visual function and car driving: longitudinal results 5 years after cataract surgery in a population. *Br J Ophthalmol*, 89(4):459-463.
- Moreno-Barriuso E, Marcos S, Navarro R, Burns SA. 2001. Comparing Laser Ray Tracing, the Spatially Resolved Refractometer, and the Hartmann-Shack Sensor to Measure the Ocular Wave Aberration. *Optometry and Vision Science*, 78(3):152-156.
- Navarro R, Losada MA. 1997. Aberrations and relative efficiency of light pencils in the living human eye. *Optometry and Vision Science*, 74(7):540-547.



- Navarro R, Moreno E, Dorronsoro C. 1998. Monochromatic aberrations and point-spread functions of the human eye across the visual field. *J. Opt. Soc. Am. A*, 15:2522-2529.
- Navarro R, Moreno-Barriuso E. 1999. Laser ray-tracing method for optical testing. *Opt. Lett*, 24:951-953.
- Nio YK, Jansonius NM, Geraghty E, Norrby S, Kooijman AC. 2003. Effect of intraocular lens implantation on visual acuity, contrast sensitivity, and depth of focus. *J Cataract Refract Surg*, 29:2073-2081.
- Nio YK, Jansonius NM, Fidler V, Geraghty E, Norrby S und Kooijman AC. 2000. Age-related changes of defocus-specific contrast sensitivity in healthy subjects. *Ophthalmic and Physiological Optics*, 20(4):323-334.
- Owsley C, Stalvey BT, Wells J, Sloane ME und McGwin GJr. 2001. Visual risk factors for crash involvement in older drivers with cataract. *Arch Ophthalmol*, 119(6):881-887.
- Padmanabhan P, Mrochen M, Basuthkar S, Viswanathan D, Joseph R. 2008. Wavefront-guided versus wavefront-optimized laser in situ keratomileusis: contralateral comparative study. *J Cataract Refract Surg*, 34(3):389-397.
- Patel S, Fakhry M, Alio JL. 2002. Objective Assessment of Aberrations Induced by Multifocal Contact Lenses In Vivo. *Clao J.*, 28(4):196-201.
- Piers PA, Weeber HA, Artal P, Norrby S. 2007. Theoretical comparison of aberration-correcting customized and aspheric intraocular lenses. *J Refract Surg.*, 23(4):374-384.
- Porter J, Guirao A, Cox IG, Williams DR. 2001. Monochromatic aberrations of the human eye in a large population. *J. Opt. Soc. Am. A*, 18(8):1793-1803.

- Radhakrishnan H, Charman WN. 2007. Age-related changes in ocular aberrations with accommodation. *Journal of Vision*. 7(7):11.1-21.
- Roberts B, Athapilly G, Tinio B, Naikoo H, Asbell P. 2006. Higher order aberrations induced by soft contact lenses in normal eyes with myopia. *Eye Contact Lens*, 32(3):138-142.
- Rubin G S, Bandeen Roche K, Huang GH, Munoz B, Schein OD, Fried LP und West SK. 2001. The association of multiple visual impairments with selfreported visual disability: SEE project. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 42(1): 64-72.
- Sabesan R, Jeong TM, Carvalho L, Cox IG, Williams DR, Yoon G. 2007. Vision improvement by correcting higher-order aberrations with customized soft contact lenses in keratoconic eyes. *Opt Lett.*, 32(8):1000-1002.
- Salmon TO, Thibos LN, Bradley A. 1998. Comparison of the eye's wave-front aberration measured psychophysically and with the Shack-Hartmann wave-front sensor. *J. Opt. Soc. Am. A*, 15(9):2457-2465.
- Sanchez MJ, Mannsfeld A, Borkensein AFM, Ehmer A, Limberger I-J, Holzer MP und Auffarth GU. 2008. Die Wellenfrontanalyse in der ophthalmologischen Diagnostik. *Der Ophthalmologe*, 105( 9):818-824.
- Seiler T, Iseli HP, Hafezi F, Mrochen M. 2003. Supernormales Sehvermögen. *Deutsches Ärzteblatt*, 100(11):700-704.
- Seiler T. Hrsg. 2000. *Refraktive Chirurgie der Hornhaut*. Erste Auflage. Stuttgart: ENKE im Georg Thieme Verlag.
- Smirnov MS. 1961. Measurement of the Wave Aberration of the Human Eye. *Biofizika*. 6(6):687-703.

- Smith G, Cox MJ, Calver R, Garner LF. 2001. The spherical aberration of the crystalline lens of the human eye. *Vision Research*, 41: 235-243.
- Thibos LN, Hong F und X. 1999. Clinical Applications of the Shack-Hartmann Aberrometer. *Optometry and Vision Science*, 76(12):817-825.
- Thibos LN, Applegate RA, Schwiegerling JT, Webb R. 2000. Report from the VSIA taskforce on standards for reporting optical aberrations of the eye. *J Refract Surg*, 16:654-655.
- Thibos LN. 2001. Wavefront data reporting and terminology. *J Refract Surg*, 17:578-583.
- Thibos LN, Bradley A, Hong X. 2002a. A statistical model of the aberration structure of normal, well-corrected eyes. *Ophthalmic and Physiological Optics*, 22(5):427-433.
- Thibos, LN, Hong X, Bradley A, Cheng X. 2002b. Statistical variation of aberration structure and image quality in a normal population of healthy eyes. *J. Opt. Soc. Am. A*, 19(12): 2329-2348.
- Thibos LN, Hong X, Bradley A, Applegate RA. 2004. Accuracy and precision of objective refraction from wavefront aberrations. *Journal of Vision*, 4(4): 329-351.
- Tscherning M. 1894. Die monochromatischen Aberrationen des menschlichen Auges. *Z Psychol Physiol Sinne*, 6:456-471.
- Tzelikis PF, Akaishi L, Trindade FC, Boteon JE. 2007. Ocular aberrations and contrast sensitivity after cataract surgery with AcrySof IQ intraocular lens implantation Clinical comparative study. *J Cataract Refract Surg*, 33(11):1918-1924.

Tzelikis PF, Akaishi L, Trindade FC, Boteon JE. 2008. Spherical aberration and contrast sensitivity in eyes implanted with aspheric and spherical intraocular lenses: a comparative study. *Am J Ophthalmol.*, 145(5):827-33.

Wang L, Koch DD. 2005. Effect of decentration of wavefront-corrected intraocular lenses on the higher-order aberrations of the eye. *Arch Ophthalmol.*, 123(9):1226-1230.

Wesemann W. 2004. Optische und physiologische Grenzen der wellenfrontgesteuerten Hornhautchirurgie. *Der Ophthalmologe*, 101(5):521-537.

Wesemann W. 2007. Wellenfrontkorrektur der Aberrationen höherer Ordnung mit Kontaktlinsen. *DOZ*, 6:70-88.

Wigledowska-Promienska D, Zawojka I. 2007. Changes in higher order aberrations after wavefront-guided PRK for correction of low to moderate myopia and myopic astigmatism: two-year follow-up. *Eur J Ophthalmol.*, 17(4):507-14.

Williams DR, Yoon GY, Guirao A, Hofer H, Porter J. 2001. How far can we extend the limits of human vision? In: *Customized Corneal Ablation: the Quest for Supervision*. Hrsg.: MacRae SM, Krueger RR, Applegate RA. Slack Inc. Thorofare NJ.

Wilson BJ, Decker KE, Roorda A. 2002. Monochromatic aberrations provide an odd-error cue to focus direction. *J. Opt. Soc. Am. A*, 19:833-839.

Yoon G, Jeong TM, Cox IG, Williams DR. 2004. Vision improvement by correcting higher-order aberrations with phase plates in normal human eyes. *J Refract Surg.*, 20(5):523-527.

Yoon G, Williams DR. 2002. Visual performance after correcting the monochromatic and chromatic aberrations of the eye. *J. Opt. Soc. Am. A*, 19(2):266-275.

Zang J, Quan H, Ng J, Stepanavage ME. 1997. Some statistical methods for multiple endpoints in clinical trials. *Control Clin Trials.*, 3:204-221.

Zhang J, Zhou YH, Wang NL, Li R. 2008. Comparison of visual performance between conventional LASIK and wavefront-guided LASIK with iris-registration. *Chin Med J (Engl)*, 121(2):137-142.

## ABBILDUNGSVERZEICHNIS

- Abb. 1.1 Darstellung des elektrischen Feldes einer sphärischen Welle,
- Abb. 1.2 Arten der Wellenfronten,
- Abb. 1.3 Darstellung der Wellenfrontaberration; links im Bild: die Darstellung einer „perfekten“ Wellenfront nach Durchtritt durch eine „perfekte“, aberrationsfreie Linse; rechts im Bild: Darstellung einer mit Abweichungen behafteten Wellenfront nach Durchtritt durch eine „nicht-perfekte“ Linse,
- Abb. 1.4 Darstellung der Basis-Zernike-Polynome der 1. bis 4. Ordnung als Pyramidenform,
- Abb. 1.8 Darstellung des umgekehrten ophthalmologischen Prinzips
- Abb. 3.1 Aberrometrische Messung am Wasca Analyzer  
*Carl Zeiss Meditec AG, Hrsg. 2003. Wasca Analyzer. Users Manual. Jena: Carl Zeiss Meditec.*
- Abb. 1.5 Scheinersche Scheibe,
- Abb. 1.6 Scheiner-Smirnov-Aberrometer,
- Abb. 1.7 Hartmann-Screen,
- Abb. 1.9 Shack–Hartmann-Aberrometer und Sensor  
*Spitzelberger G. 2004. Änderung der optischen Aberrationen des menschlichen Auges durch laser in situ keratomileusis [Dissertation]. München: Ludwig-Maximilians-Universität.*
- Abb. 1.10 Mikroskopischer Aufbau der Hornhaut des Auges  
[http://education.vetmed.vt.edu/Curriculum/VM8054/EYE/CRNEA\\_DGM.JPG](http://education.vetmed.vt.edu/Curriculum/VM8054/EYE/CRNEA_DGM.JPG) (Stand 30.04.2009)
- Abb. 3.2 Wasca Analyzer ® Wellenfrontkarten von vier verschiedenen Probanden  
*Wasca Analyzer® Software, Carl Zeiss Meditec, Jena*

- Abb. 4.1 Fehlerbalkendiagramm der Zernike-Koeffizienten der 1. bis 4. Ordnung **ohne Kontaktlinse**; Fehlerbalken entsprechen dem Standardfehler des Mittelwertes; Pupillendurchmesser = 3 mm
- Abb. 4.2 Fehlerbalkendiagramm der Zernike-Koeffizienten der 1. bis 4. Ordnung **mit Kontaktlinse**; Fehlerbalken entsprechen dem Standardfehler des Mittelwertes; Pupillendurchmesser = 3 mm
- Abb. 4.3 Verteilung der Messdaten des Gesamt-RMS (enthält die Zernike-Koeffizienten der 1. bis 4. Ordnung) ohne und mit Kontaktlinse; Pupillendurchmesser = 3 mm
- Abb. 4.4 Boxplot mit Vergleich der RMS-Werte ab der *1. Zernike-Ordnung/Gesamt-RMS* (enthält die Zernike-Koeffizienten der 1. bis 4. Ordnung) ohne und mit Kontaktlinse; Pupillendurchmesser = 3 mm;  $p^* = 0,003$  (nach Bonferroni-Holm Adjustierung **signifikant**).
- Abb. 4.5 Verteilung der Messdaten des RMS ab der 2. Zernike-Ordnung (enthält die Zernike-Koeffizienten der 2. bis 4. Ordnung) ohne und mit Kontaktlinse; Pupillendurchmesser = 3 mm
- Abb. 4.6 Boxplot mit Vergleich der RMS-Werte ab der *2. Zernike-Ordnung* (enthält die Zernike-Koeffizienten der 2. bis 4. Ordnung) ohne und mit Kontaktlinse; Pupillendurchmesser = 3 mm;  $p^* = 0,003$  (nach Bonferroni-Holm Adjustierung **signifikant**)
- Abb. 4.7 Verteilung der Messdaten des RMS ab der 3. Zernike-Ordnung (enthält die Zernike-Koeffizienten der 3. und 4. Ordnung) ohne und mit Kontaktlinse; Pupillendurchmesser = 3 mm
- Abb. 4.8 Boxplot mit Vergleich der RMS-Werte ab der *3. Zernike-Ordnung* (enthält die Zernike-Koeffizienten der 3. und 4. Ordnung) ohne

und mit Kontaktlinse; Pupillendurchmesser = 3 mm;  $p^* = 0,004$   
(nach Bonferroni-Holm Adjustierung **nicht signifikant**)

Abb. 4.9 Verteilung der Messdaten des Zernike-Koeffizienten  $Z_3^{-3}$  ohne und mit Kontaktlinse; Pupillendurchmesser = 3 mm

Abb. 4.10 Boxplot mit Vergleich der Werte des Zernike-Koeffizienten  $Z_3^{-3}$  ohne und mit Kontaktlinse; Pupillendurchmesser = 3 mm;  
 $p^* = 0,004$  (nach Bonferroni-Holm Adjustierung **nicht signifikant**)

Abb. 4.11 Verteilung der Messdaten des Zernike-Koeffizienten  $Z_3^{-1}$  ohne und mit Kontaktlinse; Pupillendurchmesser = 3 mm

Abb. 4.12 Boxplot mit Vergleich der Werte des Zernike-Koeffizienten  $Z_3^{-1}$  ohne und mit Kontaktlinse; Pupillendurchmesser = 3 mm;  
 $p^* = 0,003$  (nach Bonferroni-Holm Adjustierung **nicht signifikant**)

Abb. 4.13 Verteilung der Messdaten des Zernike-Koeffizienten  $Z_4^{-4}$  ohne und mit Kontaktlinse; Pupillendurchmesser = 3 mm

Abb. 4.14 Boxplot mit Vergleich der Werte des Zernike-Koeffizienten  $Z_4^{-4}$  ohne und mit Kontaktlinse; Pupillendurchmesser = 3 mm;  
 $p^* = 0,004$  (nach Bonferroni-Holm Adjustierung **nicht signifikant**)

Abb. 4.15 Verteilung der Messdaten des Zernike-Koeffizienten  $Z_4^0$  ohne und mit Kontaktlinse; Pupillendurchmesser = 3 mm

Abb. 4.16 Boxplot mit Vergleich der Werte des *Zernike-Koeffizienten*  $Z_4^0$  ohne und mit Kontaktlinse; Pupillendurchmesser = 3 mm;



$p^* = 0,008$  (nach Bonferroni-Holm Adjustierung **nicht signifikant**)

Abb. 4.17 Fehlerbalkendiagramm der Zernike-Koeffizienten der 1. bis 4. Ordnung **ohne Kontaktlinse**; Fehlerbalken entsprechen dem Standardfehler des Mittelwertes; Pupillendurchmesser = 6 mm

Abb. 4.18 Fehlerbalkendiagramm der Werte der Zernike-Koeffizienten der 1. bis 4. Ordnung **mit Kontaktlinse**; Fehlerbalken entsprechen dem Standardfehler des Mittelwertes; Pupillendurchmesser = 6 mm

Abb. 4.19 Verteilung der Messdaten des Gesamt-RMS ohne und mit Kontaktlinse; Pupillendurchmesser = 6 mm

Abb. 4.20 Boxplot mit Vergleich der RMS-Werte ab der *1. Zernike-Ordnung*/Gesamt-RMS (enthält die Zernike-Koeffizienten der 1. bis 4. Ordnung) ohne und mit Kontaktlinse; Pupillendurchmesser = 6 mm;  $p^* = 0,003$  (nach Bonferroni-Holm Adjustierung **signifikant**)

Abb. 4.21 Verteilung der Messdaten des RMS ab der 2. Zernike-Ordnung(enthält die Zernike-Koeffizienten der 2. bis 4. Ordnung) ohne und mit Kontaktlinse; Pupillendurchmesser = 6 mm

Abb. 4.22 Boxplot mit Vergleich des RMS-Wertes ab der *2. Zernike-Ordnung* (enthält die Zernike-Koeffizienten der 2. bis 4. Ordnung) ohne und mit Kontaktlinse; Pupillendurchmesser = 6 mm;  $p^* = 0,003$  (nach Bonferroni-Holm Adjustierung **signifikant**)

- Abb. 4.23 Verteilung der Messdaten des RMS ab der 3. Zernike-Ordnung (enthält die Zernike-Koeffizienten der 3. und 4. Ordnung) ohne und mit Kontaktlinse; Pupillendurchmesser = 6 mm
- Abb. 4.24 Boxplot mit Vergleich des RMS-Wertes ab der 3. *Zernike-Ordnung* (enthält die Zernike-Koeffizienten der 3. und 4. Ordnung) ohne und mit Kontaktlinse; Pupillendurchmesser = 6 mm;  $p^* = 0,004$  (nach Bonferroni-Holm Adjustierung **signifikant**)
- Abb. 4.25 Verteilung der Messdaten des Zernike-Koeffizienten  $Z_3^{-3}$  ohne und mit Kontaktlinse; Pupillendurchmesser = 6mm
- Abb. 4.26 Boxplot mit Vergleich der Werte des Zernike-Koeffizienten  $Z_3^{-3}$  ohne und mit Kontaktlinse; Pupillendurchmesser = 6 mm;  $p = 0,005$  (nach Bonferroni-Holm Adjustierung **nicht signifikant**)
- Abb. 4.27 Verteilung der Messdaten des Zernike-Koeffizienten  $Z_3^{-1}$  ohne und mit Kontaktlinse; Pupillendurchmesser = 6 mm
- Abb. 4.28 Boxplot mit Vergleich der Werte des Zernike-Koeffizienten  $Z_3^{-1}$  ohne und mit Kontaktlinse; Pupillendurchmesser = 6 mm;  $p^* = 0,004$  (nach Bonferroni-Holm Adjustierung **signifikant**)
- Abb. 4.29 Verteilung der Messdaten des Zernike-Koeffizienten  $Z_4^{-4}$  ohne und mit Kontaktlinse; Pupillendurchmesser = 6 mm
- Abb. 4.30 Boxplot mit Vergleich der Werte des Zernike-Koeffizienten  $Z_4^{-4}$  ohne und mit Kontaktlinse; Pupillendurchmesser = 6 mm;  $p = 0,01$  (nach Bonferroni-Holm Adjustierung **nicht signifikant**)

- Abb. 4.31 Verteilung der Messdaten des Zernike-Koeffizienten  $Z_4^0$  ohne und mit Kontaktlinse; Pupillendurchmesser = 6 mm
- Abb. 4.32 Boxplot mit Vergleich der Werte des Zernike-Koeffizienten  $Z_4^0$  ohne und mit Kontaktlinse; Pupillendurchmesser = 6 mm;  $p^* = 0,004$  (nach Bonferroni-Holm Adjustierung **signifikant**)
- Abb. 4.33 *RMS der 1.Zernike-Ordnung* im Monatsverlauf
- Abb. 4.34 *RMS HO* im Monatsverlauf
- Abb. 4.35 Gesamt- RMS und RMS HO im 5-Tagesverlauf
- Abb. 4.36  $Z_4^0$  im Monatsverlauf
- Abb. 4.37  $Z_4^0$  im 5-Tagesverlauf
- Abb. 4.38  $Z_3^{-1}$  im Monatsverlauf
- Abb. 4.39  $Z_3^{-1}$  im 5-Tagesverlauf  
(Abb. 4.1 bis 4.39 von der Autorin erstellt)
- Abb. 5.1 Stärke der Aberrationen höherer Ordnung als Funktion des Pupillendurchmessers  
*Wilson BJ, Decker KE, Roorda A. 2002. Monochromatic aberrations provide an odd-error cue to focus direction. J. Opt. Soc. Am. A, 19:833-839.*
- Abb. 5.2 Pupillendurchmesser als Funktion der Leuchtdichte. Das schraffierte Rechteck kennzeichnet den von der DIN 8596 zugelassenen Leuchtdichtebereich für normgerechte Optotypentafeln.

*Farrel RJ, Booth JM. 1984. Design handbook for imagery interpretation equipment. Seattle, WA: Boeing Aerospace Company.*

Abb. 5.3      Graphische Veranschaulichung der Korrektur eines Auges mit sphärischer Aberration durch eine Kontaktlinse mit entgegengesetzter sphärischer Aberration. Pupille: Aufsicht auf die Pupille des Auges. Zusätzlich sieht man den Wellenfrontfehler, so wie ihn ein Aberrometer messen würde. KL: optische Zone einer individuell angefertigten Kontaktlinse, die die sphärische Aberration des Auges perfekt korrigiert. Von 1 bis 6 schiebt sich die optische Zone der KL immer mehr vor die Pupille. Bei einer Dezentrierung (Teilbild 2 bis 5) entsteht Koma. In Teilbild 6 klappt die Wellenfrontkorrektur perfekt, da die korrigierende KL richtig zentriert vor der Pupille sitzt. Die Wellenfrontkorrektur funktioniert also nur, wenn die Kontaktlinse exakt vor dem Auge sitzt.

*Wesemann W. 2007. Wellenfrontkorrektur der Aberrationen höherer Ordnung mit Kontaktlinsen. DOZ, 6:70-88.*

## TABELLENVERZEICHNIS

- Tab. 1.1:            Notation und Beschreibung der Zernike-Polynome bis zur 4. Ordnung  
*Carl Zeiss Meditec AG, Hrsg. 2003. Wasca Analyzer. Users Manual. Jena: Carl Zeiss Meditec.*
- Tab. 3.1:            Parameter der Silikonkautschuke  
*(von der Autorin erstellt)*
- Tab. 3.2:            Übersicht der weichen Kontaktlinsen, geordnet nach dem Wassergehalt.  
*(von der Autorin erstellt)*
- Tab. 4.1:            Klinische Datenbasis des Probandenkollektivs  
*(von der Autorin erstellt)*
- Tab. 4.2:            Datentabelle Messreihe 1, Deskriptive Statistik der Zernike-Koeffizienten; Pupillendurchmesser = 3mm; Patientenanzahl  $n = 22$ ;  $p = p\text{-Wert der Differenz } Z_x^y \text{ MKL} - Z_x^y \text{ OKL}$ ;  $p^* = \text{signifikanter } p\text{-Wert nach Bonferroni-Holm Adjustierung (dunkelblau)}$   
*(von der Autorin erstellt)*
- Tab. 4.3:            Datentabelle Messreihe 2, Deskriptive Statistik der Zernike-Koeffizienten; Pupillendurchmesser = 6 mm; Patientenanzahl  $n = 20$ ;  $p = p\text{-Wert der Differenz } Z_x^y \text{ MKL} - Z_x^y \text{ OKL}$ ;  $p^* = \text{signifikanter } p\text{-Wert nach Bonferroni-Holm Adjustierung (dunkelblau)}$   
*(von der Autorin erstellt)*

## **LEBENS LAUF**

### **Persönliche Daten**

Name: Margrit Neubauer, geb. Schmidt  
Geboren am: 03. Februar 1982 in Rudolstadt  
Familienstand: verheiratet  
Kinder: Jonas und Jakob Neubauer  
Wohnhaft in: 07429 Döschnitz, Ortsstraße 4

### **Schulische Ausbildung**

09/1988 – 06/ 1992 Grundschole Sitzendorf  
09/ 1992 - 06/ 2000 Friedrich-Fröbel-Gymnasium Bad Blankenburg

### **Studium**

10/ 2000 Beginn des Studiums für Humanmedizin an der FSU Jena  
10/ 2002 Physikum  
10/ 2003 Erstes Staatsexamen  
10/ 2005 Zweites Staatsexamen  
10/ 2005 – 09/ 2006 Elternzeit  
10/ 2006 – 09/ 2007 Praktisches Jahr  
10/ 2007 Drittes Staatsexamen

### **Arbeitspraxis**

01/ 2008 – 06/ 2009 Assistenzärztin in der Klinik für Kinder- und Jugendmedizin  
der Thüringen Klinik Saalfeld  
06/2009 – jetzt Elternzeit

### **Promotion**

10/ 2003 Überlassung der Promotion zum Thema „Der Einfluss  
weicher Kontaktlinsen auf die sphärischen Aberrationen  
des menschlichen Auges“ durch Herrn Prof. Dr. J. Strobel  
10/ 2003 – 09/ 2004 Praktischer Teil, Datenerfassung

## **DANKSAGUNG**

Diese Arbeit wurde unter Anleitung von Herrn Prof. Dr. med. habil. Jürgen Strobel an der Klinik für Augenheilkunde der Universität Jena angefertigt. Ich danke ihm herzlich für die Überlassung des Themas sowie die freundliche und fachliche Unterstützung.

Mein Dank gilt Herrn PD Dr. med. habil. Jens Dawczynski und Herrn Dr. med. Steffen Jurkutat für die fachliche Betreuung, die guten Ratschläge und ihre Geduld.

Meinem Mann und meiner Familie danke ich für ihre stete Unterstützung, Geduld und Zuversicht bei der Erstellung dieser Arbeit, sowie für ihre kritischen Bewertungen und Ratschläge.

## **EHRENWÖRTLICHE ERKLÄRUNG**

Hiermit erkläre ich, dass mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität bekannt ist, ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind, mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben: Prof. Dr. J. Strobel, PD Dr. J. Dawczynski,

die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde und dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen, dass ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe und dass ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Döschnitz, 12.11.2009

(Margrit Neubauer)